

**Einfluss verschiedener Vorbehandlungsmaßnahmen vor
Anwendung von Dentinhaftvermittlersystemen auf die
Haftfestigkeit von Kompositen zur Zahnhartsubstanz**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

**Vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Zahnarzt Alexander Liebaug
geboren am 25.12.1984 in Schmalkalden**

Gutachter

1. PD Dr. med. dent. habil. Monika Schmidt (Jena)
2. Univ.-Prof. Dr. Dr. Bernd W. Sigusch (Jena)
3. Univ.-Prof. Dr. Stefan Kopp (Frankfurt am Main)

Tag der öffentlichen Verteidigung: 17.04.2012

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	Seite 1
2	Einleitung	4
2.1	Bedeutung der Dentinadhäsive	4
2.2	Adhäsion	5
2.3	Dentinadhäsive	6
2.3.1	Definition und Zusammensetzung	6
2.3.2	Anforderungen an Dentinadhäsive	8
2.3.3	Historische Entwicklung	8
2.3.4	Klassifizierung	9
2.3.5	Haftungsmechanismen am Dentin	17
2.4	Kavitätendesinfektion	22
2.4.1	Notwendigkeit und Sinnhaftigkeit	22
2.4.2	Mittel und Methoden zur Durchführung	23
2.5	Komposite	25
3	Ziele der Arbeit	26
4	Material und Methode	28
4.1	Werkstoffe	28
4.1.1	Dentinadhäsive	28
4.1.2	Komposit	34
4.1.3	Vorbehandlungsmittel	34
4.1.4	weitere Werkstoffe	34
4.2	Geräte	35
4.3	Untersuchungsmethoden	37
4.3.1	Druck-Scherfestigkeit	37
4.3.1.1	Vorbereitung der Zähne	37
4.3.1.2	Prüfkörperherstellung	37
4.3.1.3	Prüfverfahren	38
4.3.2	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	39
4.3.2.1	Vorbereitung der Zähne für die Darstellung der Tags	39
4.3.2.2	Vorbereitung der Zähne für die Dünnschliffpräparate	39
4.3.2.3	Prüfkörperherstellung	39
4.3.2.4	Vorbereitung der Prüfkörper für die Darstellung der Tags	40

4.3.2.5	Vorbereitung der Prüfkörper für die Dünnschliffbilder	40
4.3.2.6	Durchführung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen	40
5	Ergebnisse	41
5.1	Druck-Scherfestigkeit	41
5.1.1	Systemeinteilung nach Arbeitsschritten	41
5.1.1.1	Total-Etch Multibottle Systeme	41
5.1.1.2	Self-Etch Multibottle Systeme	42
5.1.1.3	Total-Etch Onebottle Systeme	43
5.1.1.4	Self-Etch Onebottle Systeme	44
5.1.2	Lösungsmittel der Dentinadhäsive	45
5.1.2.1	Lösungsmittel Wasser	45
5.1.2.2	Lösungsmittel Ethanol	46
5.1.2.3	Lösungsmittel Azeton	47
5.1.3	Vorbehandlungsmittel	47
5.1.3.1	Vorbehandlungsmittel Ethanol	48
5.1.3.2	Vorbehandlungsmittel Wasserstoffperoxid	48
5.1.3.3	Vorbehandlungsmittel Chlorhexidin	49
5.2	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	50
5.2.1	Dünnschliffpräparate	50
5.2.2	Darstellung der Tags	53
6	Diskussion	57
6.1	Druck-Scherfestigkeit	57
6.1.1	Systemeinteilung nach Arbeitsschritten	59
6.1.1.1	Total-Etch Multibottle Systeme	59
6.1.1.2	Self-Etch Multibottle Systeme	60
6.1.1.3	Total-Etch Onebottle Systeme	60
6.1.1.4	Self-Etch Onebottle Systeme	61
6.1.2	Lösungsmittel der Dentinadhäsive	61
6.1.2.1	Lösungsmittel Wasser	61
6.1.2.2	Lösungsmittel Ethanol	62
6.1.2.3	Lösungsmittel Azeton	62
6.1.3	Vorbehandlungsmittel	63
6.1.3.1	Vorbehandlungsmittel Ethanol	63

6.1.3.2	Vorbehandlungsmittel Wasserstoffperoxid	63
6.1.3.3	Vorbehandlungsmittel Chlorhexidin	64
6.2	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	65
6.2.1	Dünnschliffpräparate	66
6.2.2	Darstellung der Tags	67
7	Schlussfolgerungen	69
8	Tabellenanhang	72
8.1	Druck-Scherfestigkeit	72
8.1.1	Total-Etch Multibottle Systeme	72
8.1.2	Self-Etch Multibottle Systeme	72
8.1.3	Total-Etch Onebottle Systeme	72
8.1.4	Self-Etch Onebottle Systeme	73
8.2	Statistiktabellen	74
8.2.1	Total-Etch Multibottle Systeme	74
8.2.2	Self-Etch Multibottle Systeme	74
8.2.3	Total-Etch Onebottle Systeme	74
8.2.4	Self-Etch Onebottle Systeme	74
8.3	Abkürzungsverzeichnis	75
9	Literaturverzeichnis	76
10	Anhang	83

1 Zusammenfassung

Gegenstand dieser Arbeit ist es, den Einfluss verschiedener Vorbehandlungsmaßnahmen der Zahnoberfläche auf die Haftfestigkeit von Dentinadhäsiven zur Zahnhartsubstanz zu untersuchen. Unterschiede zwischen den verschiedenen Vorbehandlungsmitteln sollten aufgezeigt werden. Ebenso war es die Aufgabe dieser Arbeit Differenzen innerhalb der Gruppen der Dentinadhäsive (Total-Etch Multibottle, Self-Etch Multibottle, Total-Etch Onebottle und Self-Etch Onebottle) sowie durch die Lösungsmittel der Adhäsive zu diskutieren.

Um eine experimentell vergleichende Untersuchung der Dentinadhäsive durchzuführen, wurde der Druck-Scherfestigkeitsversuch am Menschendentin angewendet.

Dabei kamen folgende Dentinadhäsive zur Anwendung:

- aus der Gruppe der Total-Etch Multibottle Systeme: Optibond[®] FL (Kerr) und Syntac[®] (Ivoclar Vivaden),
- aus der Gruppe der Self-Etch Multibottle Systeme: AdheSE[®] (Ivoclar Vivadent) und Clearfil[™] SE Bond (Kuraray Dental),
- aus der Gruppe der Total-Etch Onebottle Systeme: Adper[™] Scotchbond[™] 1 XT (3M ESPE), ExciTE[®] (Ivoclar Vivadent) und Prime&Bond[®] (Dentsply DeTrey),
- aus der Gruppe der Self-Etch Onebottle Systeme: AdheSE[®] One (Ivoclar Vivadent), Adper[™] Prompt[™] L-Pop[™] (3M ESPE), iBond[®] SE (Heraeus Kulzer) und Xeno[®] V (Dentsply DeTrey).

Bei allen in die Testung einbezogenen Dentinadhäsiven wurde zur adhäsiven Füllung das Komposit Tetric Evo Ceram[®] (Ivoclar Vivadent) verwendet. Die Applikation bzw. Anwendung der Produkte und Werkstoffe erfolgte stets nach Herstellerangaben.

Als Vorbehandlungsmittel für das Dentin kamen Ethanol, Wasserstoffperoxid und Chlorhexidin zum Einsatz.

Die Durchführung des Druck-Scherfestigkeitsversuchs erfolgte an Menschenzähnen. Die Haftkraft der Dentinadhäsive wurde an einer planen Dentinoberfläche gemessen. Nicht vorbehandeltes Dentin diente zur Ermittlung der Ausgangswerte. Anschließend wurde vor der Anwendung des jeweiligen Adhäsivs die Dentinoberfläche mit den

unterschiedlichen Desinfektionsmitteln vorbehandelt. Eine Universalprüfmaschine diente zur Abscherung der Prüfkörper, nachdem diese für 24 Stunden in physiologischer Kochsalzlösung eingelagert waren.

Alle Ergebnisse sind statistisch ausgewertet worden. Zur Prüfung der Signifikanz in den einzelnen Versuchsgruppen wurde der T-Test nach Student angewendet.

Außerdem erfolgte an ausgewählten Beispielen eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung. Es sind sowohl der Komposit-Adhäsiv-Dentinverbund im Dünnschliffpräparat als auch die Tags dargestellt worden. Diese dienten zur Unterstützung bzw. Veranschaulichung der eigentlichen Versuchsergebnisse.

Insgesamt erreichten die untersuchten Dentinadhäsive ohne Vorbehandlung des Dentins gute Haftwerte. Es waren keine eindeutigen Unterschiede zwischen den verschiedenen Gruppen zu erkennen. Wird eine Kavitätendesinfektion durchgeführt, sollten danach Dentinadhäsive aus der Total-Etch Multibottle Gruppe zur Anwendung kommen, da diese am Geringsten negativ beeinflusst worden sind. Bei den Adhäsiven aus den anderen Gruppen war zum Teil eine starke Haftverminderung nach der Vorbehandlung des Dentins eingetreten. Bei diesen Produkten ist daher bei der Durchführung einer Kavitätendesinfektion vor der Applikation Vorsicht geboten. Bei den Self-Etch Onebottle Adhäsive sollte auf eine Vorbehandlung des Dentins generell verzichtet werden.

Die Lösungsmittel der Dentinadhäsive zeigen in der vorliegenden Studie Unterschiede auf. Außerdem konnte ermittelt werden, dass bei den ethanolhaltigen Adhäsiven keine Kavitätendesinfektion vor der Applikation durchgeführt werden sollte. Die Vorbehandlung des Dentins mit Ethanol oder Chlorhexidin kann nur bei den Adhäsiven mit Wasser als Lösungsmittel bedingt empfohlen werden. Bei den azetonhaltigen Adhäsiven kann aufgrund der unterschiedlichen Ergebnisse keine eindeutige Aussage zur Empfindlichkeit gegenüber einer Kavitätendesinfektion getroffen werden.

Generell kam es nach jeder Vorbehandlung des Dentins zu einer Verminderung der Haftung. Bei Wasserstoffperoxid war dieser Effekt am Deutlichsten zu erkennen. Aufgrund dessen sollte die Kavitätendesinfektion mit Wasserstoffperoxid vor der Anwendung eines Dentinadhäsivs vermieden werden. Ethanol als Vorbehandlungsmittel kann für Multibottle Adhäsive nur unter Vorbehalt empfohlen

werden. Da bei der Vorbehandlung des Dentins mit Chlorhexidin sehr unterschiedliche Ergebnisse erzielt wurden, lassen sich diesbezüglich keine eindeutigen Schlussfolgerungen ziehen.

Die Resultate dieser Studie weisen darauf hin, dass man bei der Durchführung einer Kavitätendesinfektion in Verbindung mit Dentinadhäsiven generell kritisch sein sollte. Sowohl die Gruppenzugehörigkeit als auch das Lösungsmittel des Adhäsivs müssen in die Betrachtungen miteinbezogen werden.

Die rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen bestätigten die Ergebnisse der Druck-Scherfestigkeitsprüfungen. Sowohl Dünnschliffaufnahmen als auch die Darstellung der Tags unterstützten die Diskussion und die Veranschaulichung der Messergebnisse.

2 Einleitung

2.1 Bedeutung der Dentinadhäsive

Dentinadhäsive sind heutzutage aus der modernen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Zum Einen wird viel mehr direkt gearbeitet als früher und zum Anderen hat, wenn direkt gearbeitet wird, Komposit das Amalgam als Standardfüllungsmaterial abgelöst (Frankenberger et al. 2007, Haller 1994). Aber auch bei der Befestigung indirekter Restaurationen haben die Dentinadhäsive mittlerweile einen hohen Stellenwert (Brenner 2004, Haller 1994).

Bei der Präparation für direkte Restaurationen kann substanzschonend vorgegangen werden bzw. sind keine unterschiehenden Kavitätenformen notwendig (Charlton 1996), da die Haftung auf mikromechanischer Verankerung beruht (Kappert und Eichner 2008). Desweiteren kann mit Dentinadhäsiven eine Versiegelung des Dentins vorgenommen werden, um so einen Pulpa-Dentinschutz bzw. eine Prävention postoperativer Beschwerden zu erreichen (Haller 1994, Kappert und Eichner 2008). Dies wird häufig bei der Behandlung von überempfindlichen Zahnhälsen ausgenutzt (Haller 1994, Kappert und Eichner 2008).

Alle Komposit- und Kompomer-Füllungsmaterialien schrumpfen während der Polymerisation. Um die Auswirkung dieser Schrumpfungsspannung möglichst gering zu halten, streben Dentinadhäsive eine elastische Schicht an, welche als Puffer für die Polymerisationsschrumpfkraft dienen soll (Blunck 2004). Somit kann einer möglichen Randspaltbildung entgegen gewirkt werden und alle ihre Folgen, wie zum Beispiel Randverfärbungen oder Sekundärkaries, können vermieden werden (Kappert und Eichner 2008).

Weiterhin wird vielen Dentinadhäsiven eine antibakterielle Aktivität zugesprochen (Meiers und Miller 1996). Einige Primer haben in manchen Fällen sogar eine vergleichbare antibakterielle Aktivität wie Chlorhexidin (Emilsson und Bergenholtz 1993). Dies kann nicht nur Schutz vor Sekundärkaries bieten, sondern auch noch in der Kavität verbliebene Bakterien eliminieren.

Die Dentinadhäsive haben in der Zahnmedizin viele Probleme gelöst, aber ebenso neue erschaffen (Roulet 2003). Damit haben sie für Forschung und Wissenschaft wieder neue Ansätze geschaffen. Die Zukunft auf diesem Gebiet wird weiter spannend bleiben.

2.2 Adhäsion

Der Begriff Adhäsion wird aus dem lateinischen *adhaerere* („anhaften“) hergeleitet. Unter Adhäsion versteht man das Haften zweier unterschiedlicher Substanzen aneinander, wenn sie in engen Kontakt zueinander gebracht werden (Kappert und Eichner 2008). Sie kommt durch primäre bzw. sekundäre chemische Kräfte, mechanische bzw. physikalische Kräfte oder durch eine Kombination aus beiden zustande (Heidemann 2001, Blunck und Haller 1999). Die chemischen Kräfte sind stets höher als die physikalischen Kräfte (Hatrack et al. 2003). In der Zahnmedizin spielt die mikromechanische Retention die bedeutendste Rolle (Blunck und Haller 1999, Lopes et al. 2006).

Als Adhärens wird dabei die aufnehmende Fläche, in der Zahnmedizin die Zahnhartsubstanz, als Adhäsiv das aufziehende Material bezeichnet. Die Stärke der Adhäsion wird durch die Zahl der Haftpunkte pro Flächeneinheit und der Größe der Anziehung an diesen Punkten bestimmt. Adhäsion wird nur in engstem Kontakt wirksam, d.h. bei einem Abstand von $1 - 2 \text{ \AA}$ ($1 \text{ \AA} = 0,1 \text{ nm}$), da sie von den molekularen Anziehungskräften zwischen den Oberflächen abhängig ist (Kappert und Eichner 2008).

Bei der chemischen Adhäsion gibt es zwei Hauptarten, die primären und sekundären Valenzkräfte. Die kovalente Bindung, die koordinative Bindung und die Ionenbindung gehören zu den primären Valenzkräften. Die intermolekularen Anziehungskräfte (van-der-Waalsche-Kräfte) und die Wasserstoffbrückenbindungen gehören zu den sekundären Valenzbindungen (Ruyter 1995).

Die mechanische bzw. physikalische Adhäsion entsteht durch geometrische und rheologische Effekte zwischen den Verbundpartnern. Der geometrische Effekt bezeichnet die Verankerung eines Adhäsivs in mikroretentiven Poren und Rauigkeiten eines Körpers bzw. Substrates. Das Aufschumpfen eines applizierten Adhäsivs auf mikroretentive Strukturen wird als rheologischer Effekt bezeichnet (Müller 2008).

Zwei feste Körper können nicht in 100 %igen Kontakt gebracht werden, da ihre Oberflächen auf atomarer Ebene nie exakt aufeinander passen und somit immer nur punktuelle Kontakte entstehen. Dies würde die Adhäsion negativ beeinträchtigen. Um diese Diskrepanz auszugleichen, können dünn fließende Substanzen eingesetzt

werden, welche als Adhäsive bezeichnet werden. Diese sollten das Substrat, den festen Körper, optimal benetzen. Als Benetzung wird die Fähigkeit von Flüssigkeiten bezeichnet, sich auf einem festen Körper auszubreiten. Die Benetzbarkeit beinhaltet ebenfalls die Fähigkeit, andere Flüssigkeiten und Gase von der Oberfläche des Substrates zu verdrängen, um so die Haftwirkung zu verstärken (Kappert und Eichner 2008). Ein Maß für die Benetzbarkeit ist der sogenannte Gamma-c-Wert. Er ist durch den Kontaktwinkel eines auf die Oberfläche aufgetragenen Flüssigkeitströpfchens gekennzeichnet. Je kleiner die Oberflächenspannung des Adhäsivs gegenüber dem Gamma-c-Wert bzw. der Oberflächenenergie, des Substrates bzw. festen Körpers, desto besser ist die Benetzung. Da Dentin eine niedrige Oberflächenenergie besitzt, sollten Konditionierer und Primer eines Dentinadhäsivs den Gamma-c-Wert bzw. die Oberflächenenergie des Dentins erhöhen, um eine gute Benetzung zu erreichen (Heidemann 2001).

Voraussetzung für eine gute Adhäsion sind somit eine möglichst große, retentive und benetzbare Oberfläche des Substrates bzw. Körpers und eine geringe Viskosität des Adhäsivs (Blunck und Haller 1999, Kappert und Eichner 2008). Weiterhin sollten Adhäsive eine geringe Oberflächenspannung, eine hohe mechanische Eigenfestigkeit und eine minimale Polymerisationsschrumpfung aufweisen (Müller 2008).

An den Zahnhartsubstanzen ist es möglich, durch Säurekonditionierung Mikrostrukturen zu schaffen, in die Kunststoffe mit einer Diacrylat-Matrix eindringen und sich verankern können. Dadurch sind sie viel bessere Haftpartner an der Zahnhartsubstanz als andere Befestigungsmaterialien, wie zum Beispiel die Zemente (Gomolka 2003).

2.3 Dentinadhäsive

2.3.1 Definition und Zusammensetzung

Dentinadhäsive sind niedrigvisköse Haftvermittler zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterialien.

Die Verbindung zur Zahnhartsubstanz ist zumeist mikroretentiver Natur, die Verbindung zu den Restaurationsmaterialien erfolgt größtenteils chemisch (Müller 2008).

Dentinadhäsive bestehen aus drei Komponenten: einem Konditionierer, einem Primer und einem Adhäsiv bzw. Bonding (Hellwig et al. 2007, Friedl 2010). Deshalb werden sie auch als Adhäsiv-Systeme bezeichnet.

Die Polymerisation der unterschiedlichen Kunststoffbestandteile erfolgt durch sichtbares Licht einer bestimmten Wellenlänge.

Konditionierer

Konditionierer können organische oder anorganische Säuren, wie zum Beispiel Zitronensäure (10 %ig), Phosphorsäure (10 – 40 %ig), Salpetersäure (4 %ig), oder Maleinsäure (2 – 4 %ig), sein (Hellwig et al. 2007). Weiterhin können saure Monomere (Moszner et al.) oder Komplexbildner, wie zum Beispiel EDTA (5 – 16 %ig) (Hellwig et al.) als Konditionierer dienen. Am Dentin sollen sie die Oberfläche demineralisieren und ein retentives Muster schaffen (Brenner 2004). Das Kollagen Netzwerk wird ebenfalls freigelegt (Crispin 1998). Weiterhin soll die präparationsbedingte Schmierschicht entfernt oder modifiziert werden (Brenner 2004, Charlton 1996).

Primer

Primer sind in Wasser, Ethanol oder Azeton gelöste Monomere bzw. Monomergemische, die nach Verdunsten des Lösungsmittels auf dem Dentin zurückbleiben (Haller 1994). Die Monomermoleküle sind bifunktionell aufgebaut, d.h. die eine funktionelle Gruppe kann mit dem feuchten Dentin eine Verbindung eingehen und die andere kann mit dem Adhäsiv kopolymerisieren (Heidemann 2001). In nahezu allen Primern sind die genannten Lösungsmittel enthalten (Crispin 1998, Manhart et al. 2000, Hellwig et al. 2007, Charlton et al. 1996, Hatrick 2003, Gängler 2005). Das Lösungsmittel hat einen großen Einfluss auf die Dentinhaftung. Ethanol und Azeton können trockenes Dentin wiederbefeuchten und so die Penetration mit den Monomeren verbessern (Lopes et al. 2006, van Meerbeek et al. 1998). Sie enthalten weiterhin wasserlösliche Mono- und Dimethacrylate, wie zum Beispiel HEMA, HPMA, BPDM oder PEGDMA, sowie phosphonierte Mono-, Di- und Polymethacrylate, wie zum Beispiel PENTA (Hellwig et al. 2007). Die Aufgabe der Primer am Dentin ist die Verbesserung der Benetzbarkeit zur Aufnahme des Adhäsivs (Brenner 2004, Haller 1994, Manhart et al. 2000), der primäre Verschluss

der Dentintubuli und Bildung einer hydrophoben Oberfläche zur besseren Aufnahme des Adhäsivs (Brenner 2004).

Adhäsiv

Das eigentliche Adhäsiv bzw. Bonding ist ein ungefülltes und gut fließfähiges Komposit (Schäfer 1999). Es besteht aus amphiphilen Mono- und Dimethacrylaten, wie zum Beispiel 4-META oder NPGGMA, sowie PMMA und phosphonierte Mono-, Di- und Polymethacrylate. Zusätzlich können Bis-GMA, TEGDMA bzw. UDMA enthalten sein. Als Lösungsmittel dient wieder Wasser, Ethanol oder Aceton (Hellwig 2007). Die Aufgabe des Adhäsivs ist es, in das freigelegte Kollagennetzwerk einzudringen und eine Hybridschicht zu bilden. Weiterhin soll es in die eröffneten Dentintubuli eindringen und hier kleine Kunststoffzapfen, die sog. „Tags“, ausbilden (Brenner 2004). Die Lichtpolymerisation der freien Methacrylatgruppen leitet den letzten Schritt der Verbundreaktion zwischen Dentin und Kunststoff ein (Crispin 1998). Die Adhäsivschicht stellt dann den direkten Verbundpartner zum Komposit bzw. Kompomer dar.

2.3.2 Anforderungen an Dentinadhäsive

Nach Moszner et al. (2005), Charlton (1996) und Müller (2008) sollen Dentinadhäsive folgende Forderungen erfüllen:

- gute Benetzung der Zahnhartsubstanz
- keine orale Toxizität und Zytotoxizität, kein allergisierendes Potential
- möglichst geringe Polymerisationschrumpfung
- keine Wasseraufnahme oder Quellung
- hohe, dauerhafte und initiale Haftung unter Belastung
- keine Hydrolyseanfälligkeit der geknüpften Bindung
- einfache und schnelle Verarbeitung

2.3.3 Historische Entwicklung

Schon seit Mitte des 18. Jahrhunderts wurden Werkstoffe verwendet, um Zahnhartsubstanz zu ersetzen. Als Füllungsmaterial wurden Amalgam, Silikat- und Silicophosphatzemente benutzt. Zinkoxidphosphatzement wurde, wie auch noch heute, zur Befestigung von metallischen Restaurationen verwendet (Müller 2008). Aufgrund der fehlenden Eigenhaftung dieser Füllungswerkstoffe müssen durch

Präparation großer untersichgehender Bereiche in der Kavität entsprechende Retentions- und Widerstandformen geschaffen werden (Charlton 1996).

Ein Bonding an Zahnhartsubstanzen wurde erstmals von Dr. Oskar Hagger 1948 erwähnt. Auf ihn geht ebenfalls der Füllungskunststoff Sevriton, der erste ungefüllte Kompositfüllungswerkstoff, zurück (Frankenberger et al. 2004). Der Grundstein jeglicher Adhäsion in der zahnmedizinischen Füllungstherapie wurde dann 1955 mit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik durch Buonocore gelegt (Frankenberger 2001). Die Haftung war hier jedoch noch auf den Schmelz begrenzt. Der Erfolg der Schmelz-Ätz-Technik trieb die Entwicklung von Dentinhaftvermittlern voran (Charlton 1996). Seitdem wurden auf der ganzen Welt nach Werkstoffen gesucht, die auch eine Haftung zum Dentin eingehen (Aasen 1990). Die ersten Dentinhaftvermittler wurden in den späten 50er und frühen 60er Jahren des vergangenen Jahrhunderts entwickelt (Jensen 1993). Bowen veröffentlichte 1965 die Entwicklung der oberflächenaktiven Substanz N-Phenyl-Glycine-Glycidyl-Methacrylat, welches die Benetzungsfähigkeit des Kunststoffes verbessern sollte. Zur Verankerung von Kunststoff-Füllungsmaterial am Dentin wurde von Fischer et al. 1968 ein neuartiges Haftsysteem entwickelt, dass eine chemische Bindung zum Kollagen des Dentins erbringen sollte. Fusayama entwickelte 1979 den Zweikomponenten-Haftvermittler Clearfil-Bond-System F, wobei zum Erreichen der Haftung Schmelz und Dentin angeätzt wurden. Im Jahre 1983 berichtete Bowen über eine Drei-Stufen-Vorbehandlung des Dentins (Müller 2008).

In den letzten 30 Jahren wurden die Dentinadhäsive kontinuierlich weiterentwickelt und verbessert. Wir haben heute eine Vielzahl von verschiedenen Systemen auf dem Markt. Und trotzdem können wir in den nächsten Jahren auf diesem Gebiet viele Neuerungen erwarten.

2.3.4 Klassifizierung

Eine Systematik der Dentinadhäsive ist schwierig, da keine international-einheitliche und anerkannte Klassifizierung existiert (Ernst 2001). In der vorliegenden Literatur werden verschiedene Einteilungen vorgenommen. Dies führt zu oft zu Unübersichtlichkeit und schafft Verwirrung. Nachfolgend werden trotzdem alle Möglichkeiten der Klassifizierung aufgezeigt und erläutert.

Systematik nach Generationen

Die Systematik nach Generationen war meistverwandte und gängige Klassifizierung der Dentinadhäsive der letzten Jahre. Die Generationen beziehen sich auf die chronologische Entwicklung der jeweiligen Produkte (Watts und Silikas 2010). Diese Einteilung ist jedoch heute obsolet, da der Wirkungsmechanismus und die Anzahl der Applikationsschritte wichtiger sind als der Zeitpunkt der Markteinführung (Frankenberger 2007). Außerdem lässt sich die Qualität eines Dentinadhäsivs nicht durch die Zugehörigkeit zu einer Generation definieren (Haß 2010).

Die Adhäsive der **ersten Generation** erschienen etwa im Jahre 1965 und sind heute alle nicht mehr erhältlich (Schäfer 1999). Sie enthielten NPG-GMA, Cyanoacrylate und Polyurethane (Charlton 1996). Die Dentinhaftung sollte aufgrund der Entfernung der Schmierschicht durch die enthaltende Glycerophosphorsäure und einem dadurch resultierenden chemischen Verbund am Dentin erzielt werden. Die Haftungsmechanismen erwiesen sich im Mundhöhlenmilieu als nicht hydrolysebeständig (Schäfer 1999). Ebenfalls wurden nur geringe Haftwerte von 2 – 3 MPa erreicht (Charlton 1996).

Ungefähr 20 Jahre später wurden die Adhäsive der **zweiten Generation** auf dem Dentalmarkt vorgestellt. Bei ihnen wurde grundsätzlich der Erhalt der Schmierschicht angestrebt. Es wurde versucht eine chemische Adhäsion zu anorganischen und organischen Bestandteilen des Dentins zu erzielen (Schäfer 1999). Die größte Gruppe stellten Produkte, welche eine Phosphatester-Bindung eingehen, dar. Sie enthielten HEMA oder Bis-GMA und versuchten eine Verbindung zwischen den Phosphat-Gruppen und dem Kalzium des Dentins herzustellen. Andere Adhäsive dieser Generation versuchten die Haftung durch Ausbildung einer Polyurethan-Bindung zu erzielen. Diese Bindung sollte zwischen dem Polyurethan-Polymer mit Isocyanat-Gruppen und Amino-, Hydroxyl- und Carboxyl-Gruppen des Kollagens entstehen (Charlton 1996). Die Adhäsive der zweiten Generation stellten zwar im Vergleich zu jenen der ersten Generation eine Verbesserung dar, zeigten aber klinisch äußerst unbefriedigende Ergebnisse (Schäfer 1999). Die Haftwerte lagen zwischen 2 und 7 MPa (Charlton 1996).

Die Adhäsive der **dritten Generation** wurden nur wenige Jahre nach der Einführung der Produkte der zweiten Generation auf den Markt gebracht. Die meisten dieser

Adhäsive sind nach wie vor kommerziell erhältlich. Die Schmierschicht wird entweder vollständig entfernt oder durch geeignete Agenzien modifiziert (Schäfer 1999). Die Produkte der dritten Generation bestanden aus den 3 klassischen Komponenten Konditionierer, Primer und dem Adhäsiv bzw. Bonding (Charlton 1996). Eine selektive Schmelzätzung ist erforderlich (Heraeus 2005, Haß 2010). Die Adhäsive der dritten Generation werden in 3 Gruppen unterteilt. Adhäsive mit Dentinhaftung durch Erhalt der Schmierschicht. Sie enthalten in einer sauren Lösung hydrophile, penetrationsfähige Monomere, welche nach ihrer Anwendung das Dentin mit einer modifizierten Schmierschicht bedecken. Ihre Haftfestigkeit ist lediglich auf die Eigenfestigkeit der kunststoffimprägnierten Schmierschicht begrenzt. Die zweite Untergruppe sind Adhäsive mit Dentinhaftung durch vollständige Schmierschichtentfernung. Die dritte Untergruppe sind Adhäsive mit Dentinhaftung aufgrund einer Wiederausfüllung der gelösten Schmierschichtbestandteile bei Verwendung Maleinsäure-haltiger Primer. Bei diesen Präparaten werden nach dem Konditionieren das demineralisierte Dentin und die Schmierschichtbestandteile nicht mit Wasser abgesprayed, sondern vielmehr werden die Monomere des Primers zusammen mit dem Konditionierer appliziert. Beim anschließenden Trocknen mit dem Luftbläser fallen dann zuvor gelöste Schmierschichtbestandteile wieder aus. Adhäsive der dritten Generation führen zu eindeutig besseren klinischen Ergebnissen als ihre Vorgänger, indem sie sowohl einen dichteren Verbund zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz als auch bessere Retentionsraten der gelegten Füllungen gewährleisten (Schäfer 1999). Das Adhäsivsystem Syntac® classic stellt den bekanntesten Vertreter der Adhäsive der dritten Generation dar und gilt heute bei vielen Einrichtungen immer noch als „Goldstandard“.

Die Adhäsive der **vierten Generation** werden zumeist uneinheitlich zugeordnet. Oft werden sie auch der dritten Generation zugeteilt (Schäfer 1999). Der Unterschied zur dritten Generation ist die Fähigkeit dauerhafte Bindungen zu anderen Materialien, wie zum Beispiel Amalgam, Porzellan sowie edlen oder unedlen Metallen, einzugehen (Charlton 1996). Weiterhin wird keine selektive Schmelzätzung mehr vorgenommen sondern die Total-Etch-Technik angewandt (Frankenberger 2001, Hereaus 2005). Der Verbund erfolgt über mikromechanische Haftung mittels intertubulärer Kunststoff-Dentin-Hybridschicht (Schäfer 1999). Auch die Produkte der vierten Generation bestehen aus Konditionierer, Primer und Adhäsiv (Frankenberger 2001). Bei der Total-Etch-Technik wird der Konditionierer zunächst auf den Schmelz

appliziert und anschließend das Dentin. Die Ätzdauer am Dentin sollte 15 s nicht überschreiten, weil sonst das empfindliche Kollagennetzwerk zerstört wird (Schäfer 1999). Im Vergleich zum Vorgehen im Rahmen der dritten Generation jedoch wird das nach der Säurekonditionierung abgespült, was das Eliminieren sämtlicher gelöster anorganischer Bestandteile der Schmierschicht zur Folge hat. Durch das klinisch notwendige Trocknen der Schmelzränder zur Visualisierung der kreidig-opaken Erscheinung eines suffizienten Schmelzätzusters wird dem empfindlichen Kollagennetzwerk im Dentin Feuchtigkeit entzogen und es droht ein Kollaps dieser Zone mit erheblich reduzierter Möglichkeit der Penetration von Haftvermittlern. Daraus entstand der Begriff des „Wet Bonding“, demzufolge die Dentinoberfläche nach der Kontrolle des Schmelzätzusters erneut anfeuchtet werden soll („re wetting“), um durch ein Aufquellen des kollabierten Kollagenschwamms die Penetration der amphiphilen Moleküle und somit die Vorbereitung des demineralisierten Dentin gewährleisten zu können (Frankenberger 2001, Haller 1994). Das Re-Wetting erfolgt entweder mit einem feuchten Wattebausch durch den Behandler oder wird durch die Lösungsmittel des Primers automatisch erreicht (Schäfer 1999, Blunck 2005). Die Haftwerte bei Adhäsiven der vierten Generation sind deutlich höher als bei Produkten vorangegangener Generationen. Darüber hinaus resultiert bei der Versorgung von Klasse-V-Kavitäten ein deutlich besserer Randschluss. Zusammenfassend kann man konstatieren, dass mit Adhäsiven der vierten Generation ein Durchbruch auf dem Gebiet der Dentinhaftung erzielt wurde (Schäfer 1999). Der bekannteste Vertreter dieser Gruppe ist Optibond® FL.

Bei den Adhäsiven der **fünften Generation** wurde eine Vereinfachung der Verarbeitung vorgenommen. Die Trennung der unterschiedlichen Komponenten ist jedoch in der Praxis für das zahnärztliche Team kompliziert und teilweise verwirrend. Die aus der Klinik abgeleitete Forderung an die Hersteller war daher, ein Bondingsystem in einer Komposition aus einer Flasche für beide Zielsetzungen, Penetration und Verbindung, bereitzustellen (Frankenberger 2001). Somit bestehen Adhäsive der fünften Generation aus einem Konditionierer und einem Primer-Bonding-Gemisch, einem sog. Ein-Flaschen-Adhäsiv (Hereaus 2005). Diese Entwicklung wurde außerdem von der Einführung der Kompomere, die werkstoffkundlich modifizierte Komposite darstellen, mitbestimmt (Hickel 1997). Die Schmierschicht wird hier ebenfalls durch die Total-Etch-Technik vollständig entfernt. Der Verbund erfolgt ebenso durch die mikromechanische Haftung der intertubulären

Kunststoff-Dentin-Hybridschicht (Schäfer 1999). Anfangs wurde von den Herstellern empfohlen, das Primer-Bonding-Gemisch in zwei Schichten aufzutragen (Mehrschicht-Applikation oder „double coating“), wobei sie in der ersten Schicht eher als Primer und in der zweiten Schicht eher als Adhäsiv wirkten. Die Anwendung gestaltete sich jedoch im Vergleich zu Mehr-Flaschen-Systemen als nicht wesentlich schneller (Hickel 1997, Haller 1997). Später wurde die Verarbeitung vereinfacht, indem nach dem Schritt der Total-Etch-Technik nur noch eine Schicht des Primer-Bonding-Gemisches appliziert werden muss (Ein-Schicht-Applikation) (Müller 2008).

Die Adhäsive der **sechsten Generation** repräsentieren die Gruppe der selbstätzenden Systeme. Eine separate Konditionierung durch die Total-Etch-Technik ist nicht mehr erforderlich. Sie bestehen aus einem selbstätzenden Primer und einem Adhäsiv (Hereaus 2005). Die Schmierschicht wird auch hier entfernt (Schäfer 1999). Der Verbund erfolgt wie bei allen modernen Adhäsiven über die mikromechanische Haftung der intertubulärer Kunststoff-Dentin-Hybridschicht. Die ersten selbstkonditionierenden Primer mussten wegen ungenügender Lagerstabilität der Monomere im sauren Milieu aus zwei Flaschen angemischt werden. Neuere Produkte stellen gebrauchsfertige Primer ohne Anmischen dar, weil deren Monomere ausreichend hydrolysestabil sind (Müller 2008). Selbstkonditionierende Primer sind amphiphile Substanzen und weisen folglich gleichzeitig sowohl hydrophile als auch hydrophobe Eigenschaften auf. Es sind niedrigvisköse Flüssigkeiten, deren Inhaltsstoffe nach dem Auftragen eintrocknen ohne auspolymerisiert zu werden. Die saure Komponente ist zumeist etwa 0,8 – 4 %ige Maleinsäure. Weiterhin enthalten sie meistens ein alipathisches Monomer, welches als eine Art Bindeglied sowohl mit dem hydrophilen Monomer des Primers als auch mit dem hydrophoben Monomer des Komposits eine chemische Bindung eingehen kann (Schäfer 1999).

Die Adhäsive der **siebenten Generation** stellt die Gruppe der sog. „All-in-One“-Adhäsive dar (Hereaus 2005). Alle Komponenten befinden sich hier in einer Flasche. Der Wirkungsmechanismus ist analog zu den anderen modernen Adhäsivsystemen. Somit wurde eine weitere Reduzierung der Arbeitsschritte erreicht. Sie enthalten eine ausgewogene Mischung aus hydrophilen und hydrophoben Monomeren und sind so sauer, dass sie neben ihrer Bonding-Funktion auch die des Konditionierers und des Primers erfüllen (Müller 2008). Bei den ersten Produkten dieser Generation mussten noch der selbstätzende Primer und das Adhäsiv bzw. Bonding durch Anmischen zu

einer Substanz zusammengeführt werden. Später entfiel dieser Schritt und das „All-in-One“-Adhäsiv wurde bereits gebrauchsfertig in einer Flasche geliefert (Heraeus 2005).

Systematik anhand der Konditionierungsverfahren und der Flaschenanzahl

Die erste Gruppe sind Total-Etch Multibottle-Systeme. Hier erfolgt nach der separaten Schmelz-Dentin-Konditionierung die getrennte Applikation von Primer und Adhäsiv.

Die zweite Gruppe sind Total-Etch Onebottle-Adhäsive. Nach der separaten Schmelz-Dentin-Konditionierung erfolgt die Applikation eines Primer-Adhäsiv-Gemisches.

Die dritte Gruppe sind Self-Etch Multibottle-Systeme. Hier erfolgt nach der Anwendung eines selbstätzenden Primers die Applikation des Adhäsivs.

Die vierte Gruppe sind Self-Etch Onebottle-Adhäsive. Hier erfolgt die Applikation eines selbstätzenden Primer-Adhäsiv-Gemisches in einem Arbeitsschritt.

Systematik anhand des Lösungsmittels der Primer

Adhäsive mit Wasser als Lösungsmittel des Primers können sehr gut für eine Wiederbefeuchtung des Kollagennetzwerks sorgen. Sie erfordern allerdings deutlich mehr Zeit für die Verdunstung (Blunck und Haller 1999).

Weiterhin gibt es Adhäsive mit Ethanol als Lösungsmittel des Primers. Sie können das Kollagennetzwerk nicht so gut wiederbefeuchten, aber benötigen auch weniger Zeit für die Verdunstung. Die Wet-Bonding-Technik ist erforderlich (Blunck und Haller 1999). Die Benetzungsfähigkeit ist besser, da sie das überschüssige Wasser aus dem Kollagennetzwerk leichter verdrängen können (Kappert und Eichner 2008).

Das dritte mögliche Lösungsmittel für Primer von Adhäsiven ist Azeton. Die Wiederbefeuchtung ist ebenfalls nicht so gut, wobei auch hier eine kurze Verdunstungszeit besteht. Das Wet-Bonding sollte ebenso angewendet werden. (Blunck und Haller 1999, Al-Eheideb und Mohammed 2000). Die Benetzungsfähigkeit ist besser, da sie das überschüssige Wasser aus dem Kollagennetzwerk leichter verdrängen können (Kappert und Eichner 2008).

Systematik anhand der Anzahl der Arbeitsschritte und Herangehensweise

In der ersten Gruppe erfolgt eine selektive Schmelzätzung. Anschließend werden zwei verschiedene Primer nacheinander auf die Zahnhartsubstanz aufgetragen. Als letzter Schritt erfolgt die Applikation des Adhäsivs.

Bei der zweiten Gruppe wird ebenfalls mit einer selektiven Schmelzätzung begonnen. Die zwei verschiedenen Primer werden gemischt und zusammen in einem Arbeitsschritt appliziert. Danach erfolgt wieder die Auftragung des Adhäsivs.

Die dritte Gruppe umfasst als ersten Arbeitsschritt die Total-Etch-Technik. Anschließend werden zwei verschiedene Primer nacheinander appliziert und als letztes eine Adhäsiv-Schicht aufgetragen.

Bei der vierten Gruppe erfolgt nach der Total-Etch-Technik die Applikation von zwei verschiedenen Primern, welche vorher zu einer Substanz vermischt wurden. Anschließend wird wieder eine Adhäsiv-Schicht aufgetragen.

In der fünften Gruppe wird nach der Total-Etch-Technik ein Primer-Adhäsiv-Gemisch auf die Zahnhartsubstanz appliziert.

Die sechste Gruppe charakterisiert die Anwendung eines selbstätzenden Primers mit nachfolgender Applikation eines Adhäsivs.

In der siebenten Gruppe erfolgt die Applikation des Konditionierers, des Primers und des Adhäsivs in einem Vorgang. Allerdings muss der selbstätzende Primer und das Adhäsiv in einem separaten Arbeitsschritt angemischt werden.

Bei der achten Gruppe sind Konditionierer, Primer und Adhäsiv gebrauchsfertig in einer Substanz enthalten, d.h. ein separater Anmischvorgang entfällt und man benötigt insgesamt nur einen Arbeitsschritt.

Systematik anhand der Schmierschichtbehandlung

In der ersten Gruppe wird die Schmierschicht erhalten oder modifiziert. Sie wird als isolierende Barriere belassen und in die Dentinhaftung miteinbezogen. Hierzu wurde die Schmierschicht mit den Monomeren von Primern und Adhäsiv imprägniert. Die Durchdringung der Schmierschicht mit Monomeren wurde durch eine schwache Azidität der Haftvermittler gefördert. Nach Aushärtung haftet das Komposit bzw.

Kompomer an der mit Kunststoff imprägnierten Schmierschicht, die an ihrer Basis mit dem strukturierten Dentin verbunden ist (Kappert und Eichner 2008).

Bei der zweiten Gruppe wird die Schmierschicht vollständig entfernt. Sie wird durch Konditionierungsmittel aufgelöst. Dabei werden die Dentintubuli eröffnet und das intertubuläre Dentin demineralisiert (Kappert und Eichner 2008). Die Haftung erfolgt über die mit kunststoffgefüllten Dentintubuli, die sog. „Tags“, und über das mit kunststoffdurchsetzte Kollagen Netzwerk, die sog. Hybridschicht (Haller 1994).

In der dritten Gruppe wird die Schmierschicht teilweise aufgelöst. Diese Adhäsive haben keine Konditionierer, aber einen sauren Primer. Die Schmierschicht wird dadurch stark ausgedünnt und an manchen Stellen sogar fast vollständig entfernt. Die Dentintubuli werden nicht eröffnet. Somit wird ein „Überkonditionieren“, d.h. eine Demineralisation bis zu einer Tiefe, in die der Primer nicht eindringen kann, vermieden (Crispin 1998). Die Haftung erfolgt hier nur über die Hybridschicht.

Systematik anhand des Härungsmodus

Bei den meisten heute erhältlichen Adhäsivsystemen erfolgt die Aushärtung durch Lichtpolymerisation. Das Adhäsiv enthält einen Photoinitiator. Dabei handelt es sich meist um Campherchinon. Die Radikale zur Verknüpfung der Primermonomere stammen aus dem lichtgehärteten Adhäsiv. Die Primer selbst enthalten nur in Ausnahmefällen Photoinitiatoren (Blunck und Haller 1999).

Für spezielle Indikationen gibt es Adhäsive, welche chemisch härtend sind. Oft sind diese auch dualhärtend, d.h. sie können durch Photopolymerisation ausgehärtet werden. Bei diesen Systemen wird vor bzw. nach dem Primer eine Lösung mit Sulfinsäuresalzen appliziert, wodurch die Vernetzung der Primermonomere begünstigt werden soll (Blunck und Haller 1999).

Systematik anhand der chemischen Zusammensetzung

Heidemann (2001) unterscheidet folgende Dentinadhäsive nach ihrer chemischen Zusammensetzung:

- Phosphorsäureester der Methacrylsäure
- Aminosäureester der Methacrylsäure
- Säureanhydridester der Methacrylsäure

- Reaktionsprodukte aus Hydroxymethylmethacrylat und Dialdehyden
- Lösungen von Polyurethanen

Systematik anhand des Angriffsortes der chemischen Haftung

Ein Adhäsiv kann chemisch am anorganischen Hydroxylapatit angreifen. Hier stehen als Angriffsort Kalzium- und Phosphationen zur Verfügung (Heidemann 2001).

Andererseits kann ein Adhäsiv am organischen Kollagen eine Verbindung eingehen. Es bietet Amino-, Imido-, Amido-, Hydroxyl- und Carboxylatgruppen, mit denen ein Adhäsiv eine chemische Verbindung eingehen kann (Heidemann 2001).

Systematik anhand des Füllstoffgehaltes der Adhäsive

Durch unterschiedliche Füllstoffanreicherung kann die Dicke der Adhäsivschicht beeinflusst werden. Durch einen hohen Füllstoffgehalt soll eine dicke elastische Schicht erreicht werden, welche als „Stresspuffer“ zwischen Füllungsmaterial und Zahnhartsubstanz wirken soll (Blunck und Haller 1999).

2.3.5 Haftungsmechanismen am Dentin

Der größte Anteil des menschlichen Zahnes wird vom Dentin gebildet. Im Gegensatz zum Schmelz ist es ein vitales Gewebe mit einer komplexen biologischen Struktur (Watanabe et al. 1996). Embryologisch gesehen, bilden Dentin und Pulpa eine genetische und funktionelle Einheit. Dies bedeutet, dass physiologische und pathologische Vorgänge in einem dieser beiden Gewebe auch das andere betreffen und beeinflussen (Müller 2008). Desweiteren unterscheidet sich das Dentin in seiner Zusammensetzung deutlich vom Schmelz. Es besteht zu etwa 33 Volumenprozent aus organischen Bestandteilen und zu etwa 22 Volumenprozent aus Wasser. Die organischen Anteile bestehen überwiegend aus Kollagen Typ I, die anorganischen aus etwa 3,5 x 20 nm großen plättchenförmigen Hydroxylapatit-Kristallen (etwa 45 Volumenprozent). Letztere liegen zu etwa 56 % innerhalb des Kollagengerüsts, wo sie mit ihren Längsachsen parallel zu den Kollagenfasern angeordnet sind (Kappert und Eichner 2008). Neben verschiedenen Spurenelementen füllen Phosphat und Kalzium in kristalliner Form als Apatit bzw. amorphes Kalziumphosphat den größten Teil am mineralisierten Anteil aus. Die Kristallite sind allerdings denen des Schmelzes in Länge, Breite und Dicke wesentlich unterlegen, und sie liegen nicht in Prismenform geordnet vor. Dentin ist im Gegensatz zum spröden und brüchigen

Schmelz viel elastischer und durch den höheren organischen Anteil weniger hart (Müller 2008). Ein weiteres typisches Merkmal des Dentins sind die Tubuli oder Dentinkanälchen. Sie durchziehen das Dentin s-förmig von der Pulpaperipherie bis zur Schmelz-Dentin-Grenze. Anzahl, Durchmesser und Flächenanteil der Tubuli nehmen von der Pulpa zur Peripherie hin ab (Watanabe et al. 1996, Kappert und Eichner 2008). Im unmittelbar dem Pulpenkavum benachbarten Dentin liegt die Anzahl der Dentinkanälchen zwischen 50.000 – 70.000/mm², wohingegen im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze lediglich etwa 20.000/mm² vorzufinden sind. Somit ergibt sich im pulpanahen Dentin für die Tubuli ein Anteil von etwa 28 Volumenprozent, während er im Bereich der Schmelz-Dentin-Grenze nur etwa 4 – 10 Volumenprozent beträgt. Entsprechend nimmt der Durchmesser der Tubuli von der Peripherie (ca. 0,8 µm) zur Pulpa hin zu, und zwar auf durchschnittlich 2,5 µm (Schäfer 1999). Deswegen spricht man von einem heterogenen Aufbau des Dentins (Blunck und Haller 2003). In den Tubuli befinden sich die Odontoblastenfortsätze, die über seitliche Ausläufer miteinander kommunizieren. Der periodontoblastische Raum zwischen Odontoblastenfortsatz und Dentinkanälchenwand ist mit Dentinliquor, einer in der Pulpa gebildeten extrazellulären Gewebsflüssigkeit, ausgefüllt (Kappert und Eichner 2008). Seine Flussrichtung ist bei offenen Tubuli durch den intrapulpalen Druck an vitalen Zähnen nach außen gerichtet. Das Dentin ist wegen dieses Dentinliquors hydrophil (Blunck 1996). Der pulpale Gewebedruck beträgt ca. 20 – 30 mmHg. Rasche intratubuläre Liquorverschiebungen führen zur Reizung von Aδ-Fasern in der Pulpaperipherie und sind nach der hydrodynamischen Theorie Ursache für die Dentinsensibilität. Aufgrund der tubulären Struktur ist Dentin sehr durchlässig für Flüssigkeiten, Moleküle und Bakterien. Das peritubuläre Dentin bildet eine vom übrigen Dentin gut abgegrenzte, etwa 1µm dicke Scheide mit erhöhtem Mineralgehalt um die Dentinkanälchen (Kappert und Eichner 2008). Es ist sehr homogen, dicht und am stärksten von allen Dentinstrukturen mineralisiert (Müller 2008). Das zwischen den Dentinkanälchen liegende intertubuläre Dentin macht den überwiegenden Teil des Dentins aus. Es besteht aus einem Netzwerk von Kollagenfasern mit eingelagerten Hydroxylapatitkristallen (Kappert und Eichner 2008). Die altersbedingte Bildung von sklerotisierten Dentin beginnt im Wurzelbereich sowie peripher der Zement-Dentin-Grenze. Die geschieht durch Einengung bis zur vollständigen Obliteration der Tubuli durch Apposition von Material aus der Pulpa (Schroeder 1976). Der Grund für die wesentlich schwieriger aufzubauende Haftung

von Kunststoff am Dentin liegt in dessen heterogenen Aufbau und der Hydrophilie (Blunck und Haller).

Die Haftungsmechanismen zwischen Adhäsiven und Dentin sind prinzipiell mechanischer oder chemischer Natur. Fast immer liegt eine Kombination aus beiden vor (Riethe 1994, Jordan und Balanko 1993), wobei die mikromechanische Verankerung den wesentlichen Anteil beiträgt. Über die chemische Haftungskomponente wird teilweise immer noch diskutiert (Friedl et al. 1995, Touati et al. 2001). Das grundsätzliche Problem bei der Dentinhaftung besteht darin, das hydrophobe Komposit mit dem hydrophilen Dentin in so innigen Kontakt zu bringen, wie es als Voraussetzung für eine sichere und dauerhafte Adhäsion erforderlich ist (Kappert und Eichner 2008).

Der erste Schritt für eine erfolgreiche Dentinhaftung ist die Konditionierung. Die Applikation einer Säure oder eines selbstätzenden Primern bewirkt neben der Entfernung der Schmierschicht auch eine Demineralisation des Dentins. Im intertubulären und peritubulären Dentin werden die Hydroxyapatitkristalle aus dem Kollagennetzwerk herausgelöst, sodass die Kollagenfasern freigelegt werden (Blunck und Haller 2003). Desweiteren werden die Tubuli eröffnet. Säuren werden nach einer bestimmten Einwirkzeit, in der Regel nicht länger als 15 s, wieder abgespült. Dies wird als Etch-and-rinse-Technik bezeichnet. Der durchschnittliche irreversible Verlust an intertubulären Dentin beträgt etwa 10 µm, die Tiefe der Kollagenfreilegung etwa 20 µm, in Abhängigkeit von der Säurekonzentration und Ätzdauer bzw. Einwirkzeit des selbstätzenden Primers. Die Pufferwirkung des Kollagens und die Verdünnung durch den Dentinliquor in den Tubuli tragen dazu bei, dass die Säureapplikation auf das Dentin per se keine schädigende Wirkung hat. Die Demineralisationstiefe ist weiterhin abhängig davon, ob das Ätzel bzw. der selbstätzende Primer während der Applikation in Bewegung gehalten wurde oder nicht. Bei sklerotisiertem Dentin wird empfohlen, die Zeit des Konditionierungsvorganges zu verlängern (Kappert und Eichner 2008). Die Auflösung bzw. Entfernung der Schmierschicht durch die Konditionierung stellt den Standard dar (Frankenberger 2006, Blunck und Haller 2003). Die Schmierschicht („smear layer“) besteht präparationsbedingt aus Bakterien, Zelltrümmern und Zahnbestandteilen (Koibuchi et al 2001), welche die Dentinkanälchen verschließt und so eine Art Dentinversiegelung darstellt (Brenner 2004). Sie ist ca. 5 – 15 µm dick. Aus adhäsionstechnischer Sicht stellt die

Schmierschicht allerdings eine Trennschicht zwischen dem zu applizierenden Werkstoff und der Zahnhartsubstanz dar, da sie die initiale Abdichtung erschwert und während der Gebrauchsperiode aufgrund seiner chemischen und mechanischen Instabilität mit seiner Auflösung zu rechnen ist (Müller 2008). Die Entfernung bzw. Auflösung verbessert so die Verankerung des Adhäsivs am Dentin (Triolo und Swift 1992, Nakabayashi und Saimi 1996).

Nach der Konditionierung sollte darauf geachtet werden, dass die Dentinoberfläche nicht zu trocken ist. Eine zu starke Trocknung würde zum Kollabieren des zuvor freigelegten Kollagennetzwerks führen und so die Penetration des Primers verhindern (Blunck und Haller, Manhart et al. 2000). Eine zu feuchte Oberfläche würde aber ebenfalls die Haftung negativ beeinflussen, weil Wasser eine höhere Adsorptionsenergie zum Apatit besitzt als Polymere und somit bestrebt ist, an der Oberfläche adsorbierte Polymermoleküle zu verdrängen (Ruyter 1995). Die Anwendung der sog. „Wet Bonding“-Technik ist meistens indiziert. Hier bleiben die interfibrillären Mikroporen durch das Wasser im Kollagengeflecht als Diffusionskanäle für die amphiphilen Monomere des Primers geöffnet (Kappert und Eichner 2008). Mit dieser Technik werden bessere Haftwerte erzielt (Hashimoto et al. 2002, Manhart et al. 2000). Falls eine zu starke Austrocknung des Dentin bereits erfolgt ist, können die zusammengefallenen Kollagenfibrillen durch Zufuhr von Wasser wieder aufgelockert werden. Dieser Vorgang wird „Re-wetting“ genannt (Kappert und Eichner 2008). Bei einigen All-in-One-Adhäsiven führt trockenes Dentin aber zu besseren Ergebnissen als bei feuchten Dentin (Hashimoto et al. 2008).

Der Primer dient dazu, trotz der geringen Oberflächenenergie des Dentins eine Benetzung mit dem Adhäsiv bzw. Bonding zu ermöglichen (Kappert und Eichner 2008). Die Oberflächenspannung der Dentinoberfläche muss herabgesetzt werden. Dies wird durch polar aufgebaute Monomere erreicht, deren hydrophiler Kopf in das im Dentin vorhandene Wasser hineingezogen wird, während ihr hydrophober Schwanz in das ebenfalls hydrophobe Adhäsiv bzw. Bonding eintaucht. Das hydrophobe Ende trägt eine oder mehrere Methacrylatgruppen zur Copolymerisation mit dem Adhäsiv bzw. Bonding (Haller 1997). Der Primer muss daher in der Lage sein, das Wasser aus den Zwischenräumen des Kollagennetzwerks zu verdrängen und die Räume mit den Monomeren auszufüllen (Kappert und Eichner 2008). Dies

geschieht durch Ansäuerung der Primer mit kurzkettigen Monomeren oder Verwendung geeigneter Lösungsmittel wie Ethanol oder Azeton (Haller 1997).

Man nimmt an, dass phosphatenthaltende Monomere durch ionische Bindungen an Kalziumionen der Dentinoberfläche gebunden sind (Ruyter 1995). Zum Anderen können die Monomere chemisch mit den Amino-, Imido-, Amido-, Hydroxyl- und Carboxylatgruppen der organischen Bestandteile des Dentins eine Bindung eingehen (Heidemann 2001). Das Vorhandensein von kovalenten Bindungen ist heute immer noch nicht eindeutig geklärt (Touati et al. 2001). In den meisten Fällen dürften koordinative und ionische Bindungen zusammen mit Wasserstoffbrückenbindungen die effektiven Mechanismen chemischer Adhäsion darstellen (Ruyter 1995). Einige Primer enthalten Glutaraldehyd, das durch eine kovalente Bindung zum Dentinkollagen für einen chemischen Haftmechanismus sorgen soll. Die tatsächliche Bedeutung des Glutaraldehyds ist noch nicht endgültig geklärt. Vermutlich bewirkt es in den Dentinkanälen die Ausfällung von Proteinen und somit eine Herabsetzung der Dentinpermeabilität. Dadurch werden der Austritt von Dentinliquor und die damit verbundene Befeuchtung der Oberfläche herabgesetzt. Außerdem soll die Ausfällung von Serumproteinen das Kollagennetzwerk in einen schwammähnlichen Zustand halten und dadurch zu Verbesserung der Benetzbarkeit des Dentins und Penetration des Adhäsivs in das Kollagennetzwerk beitragen (Kappert und Eichner 2008).

Die in die eröffneten Dentintubuli eingeflossenen Monomere bilden nach der Polymerisation intratubuläre Kunststoffzapfen, die sog. „Tags“ (Haller 1997, Manhart et al. 2000). Die Dentinkanäle werden hermetisch verschlossen und man erhält eine versiegelte Dentinwunde mit einem sicheren Schutz der Pulpa vor einer bakteriellen Invasion (Brenner 2004). Die Tags sind mit für die mikromechanische der Adhäsive verantwortlich.

Die eigentliche Verbindung zwischen Dentin und Komposit wird durch das Adhäsiv bzw. Bonding erreicht. Es dringt in das freigelegte Kollagennetzwerk ein und geht eine chemische Bindung mit den Primermonomeren nach der Polymerisation ein. Die so entstandene kunststoffdurchsetzte Dentinschicht wird als Hybridschicht oder „hybrid layer“ bezeichnet (Haller 1997, Dietschi und Spreafico 1997). Sie bildet sich somit im intertubulären und peritubulären demineralisierten Dentin aus (Brenner 2004). Die Hybridschicht ist ca. 5 µm dick (O'Brien 1997). Es besteht aber kein Zusammenhang zwischen ihrer Dicke und der Effektivität des Haftverbundes (Tay

2003). Die Hybridschicht stellt den Hauptmechanismus der Dentinhaftung dar (Touati et al. 2001).

Das nun applizierte Komposit oder Kompomer kann direkt auf die Adhäsivschicht auf- bzw. anpolymerisiert werden. So wird der Verbund zwischen der Zahnhartsubstanz Dentin und einem Füllungswerkstoff auf Kunststoffbasis hergestellt.

An sklerotisiertem Dentin ist die Haftung, aufgrund des veränderten strukturellen Aufbaus, insgesamt viel geringer. Deshalb wird die oberflächliche Entfernung empfohlen, um bessere Ergebnisse zu erhalten (Charlton 1996).

2.4 Kavitätendesinfektion

2.4.1 Notwendigkeit und Sinnhaftigkeit

Karies wird durch Bakterien verursacht, deshalb sollten Desinfektionsmittel oder Kavitätenreiniger in Verbindung mit Wasserspray und Luft vor der Restauration benutzt werden (El-Housseiny und Jamjoum 2000). Die in der Schmierschicht enthaltenen Bakterien und deren Toxine können in die Pulpa diffundieren und so eine Reizung oder Entzündung auslösen (Say et al. 2004, Gürkan et al. 1999, Johnsson und Brännström 1976). Es besteht ein direkter Zusammenhang zwischen der bakteriellen Infektion und postoperativen, pathologischen Vorgängen in der Pulpa (Gwinnett 1992). Weiterhin können in der Kavität verbliebene Bakterien Sekundär- oder Residualkaries verursachen (Pappas et al. 2005, Ercan 2009, Meiers und Shook 1996, Ernst et al. 1999). Dies sollte unbedingt vermieden werden, weil Sekundär- oder Residualkaries der Hauptgrund für Verluste und Misserfolg der Restaurationen sind (Magni et al. 2008, Cunningham und Meiers 1997). Nur eine geringe Anzahl von Zähnen ist nach der Präparation steril (Gürkan et al. 1999, Pappas et al. 2005). Es wurde weiterhin gezeigt, dass Bakterien länger als ein Jahr in der Kavität überleben können und sich die Anzahl einen Monat nach der Restauration verdoppeln kann (Meiers und Kresin 1996). Ein weiterer Grund für die Kavitätenreinigung ist die Verbesserung der Adaption zwischen den präparierten Flächen und dem Füllungsmaterial (Johnsson und Brännström 1976). Aufgrund dieser Fakten erscheint eine Desinfektion oder Reinigung der Kavität nach der Präparation und vor der Restauration als sehr sinnvoll (El-Housseiny und Jamjoum 2000, Çelik et al. 2009). Laut van Dijk (2005)

nutzen mehr als dreiviertel der deutschen Zahnärzte die Möglichkeiten der Kavitätenhygiene.

2.4.2 Mittel und Methoden zur Durchführung

Am häufigsten werden antibakterielle Lösungen oder Desinfektionsmittel verwendet. Sie werden mit einem Wattebausch oder Brush aufgetragen und danach mit Druckluft vorsichtig verblasen (Gängler 1987) oder abgespült. Kavitätenreinigungs- oder -desinfektionsmittel sollten Speichel, Blut und Schleifrückstände entfernen, ohne dabei Dentinkanälchen zu eröffnen, und möglichst alle Mikroorganismen abtöten (Johnsson und Brännström 1976).

Chlorhexidin oder darauf basierende Lösungen sind die beliebtesten und bedeutendsten Kavitätendesinfektionsmittel (Emilson und Bergenholtz 1993, Çelik et al. 2009) in der Zahnheilkunde. Der Wirkungsmechanismus liegt in einer primären Schädigung der Erregerzellwand mit Erhöhung der Durchlässigkeit und einer anschließenden Schädigung der zytoplasmatischen Membran (Aktories et al. 2005). Chlorhexidin besitzt ein breites Wirkungsspektrum sowohl gegen grampositive als gegen gramnegative Bakterien (de Castro et al. 2003) und es kann *Streptokokkus mutans*, der den Leitkeim bei der Kariesentstehung darstellt, effektiv reduzieren (Meiers und Shook 1996). Die Effektivität kommt von seinen starken kationischen Eigenschaften. Durch seine positive Ladung hat Chlorhexidin eine starke Affinität zur negativ geladenen Zahnoberfläche und kann so seine antimikrobielle Wirkung optimal entfalten (Çelik 2009, Perdigão et al. 1994). Es wird in den unterschiedlichen Konzentrationen 0,1 % (Ernst et al. 1999, Gängler 1987), 0,2 % (Emilson und Bergenholtz 1993), 2 % (El-Housseiny und Jamjoum 2000, Gürgan 1999) und 4 % (Gwinnett 1992) angewendet. Weiterhin wird chlorhexidinhaltigen Kavitätenreinigern ein Re-wetting-Effekt zugesprochen (El-Housseiny und Jamjoum 2000).

Weiterhin werden als Desinfektions- oder Reinigungsmittel Wasserstoffperoxid (H_2O_2) in 3 %iger Konzentration (Kullmann 1990, Ernst et al. 1999, Johnsson und Brännström 1976), Natriumhypochlorid ($NaOCl$) in 1 %iger Konzentration (Ernst et al. 1999), Ethanol (Johnsson und Brännström 1976, van Dijk 2005), Ethylendiamintetraessigsäure (EDTA) (Ercan et al. 2009, Pappas et al 2005), Äther-Azeton-Präparate (Johnsson und Brännström 1976), Flouride (van Dijk 2005), Jodid (Ercan et al. 2009) und physiologische Kochsalzlösung verwendet (Gängler 1987).

Wasserstoffperoxid gehört zur Gruppe der Oxidationsmittel, welche die Eigenschaft besitzen, Sauerstoff freizusetzen. Dieser native bzw. atomare Sauerstoff oxidiert aufgrund seiner starken Reaktionsfähigkeit Enzymsysteme im Bakterienkörper, die in reduzierter Form für den Mikroorganismus lebensnotwendig sind (Lüllmann et al 2006).

Ethanol bzw. Ethylalkohol erreicht seine antimikrobielle Eigenschaft durch Denaturierung von Proteinen (Aktories et al. 2005).

Die fast ausschließlich zur Total-Etch-Technik verwendete Phosphorsäure soll ebenfalls einen antimikrobiellen Effekt haben (Krejci 2006, van Dijk 2005, El-Housseiny und Jamjoum 2000).

Als neuere Methode wird die Applikation von Ozon-Gas (O_3) zur Kavitätendesinfektion beschrieben. Sie soll einen antimikrobiellen Effekt gegen orale pathogene Keime haben und keinen negativen Einfluss auf die anschließende Restauration haben (Magni et al. 2008). Desweiteren kann die Behandlung der Zahnoberfläche mittels eines Lasers ebenfalls eine desinfizierende Wirkung haben und sie soll die Haftwerte eines Adhäsivs bzw. Bondings sogar verbessern (Çelik et al. 2009).

Aber auch den Adhäsiven selbst wird eine antimikrobielle Wirkung zugeschrieben, wenn sie Glutaraldehyd als Inhaltsstoff haben (Kappert und Eichner 2008). Einigen Primern wird in manchen Fällen ein mit 0,2 %igen Chlorhexidin vergleichbarer Effekt zugeschrieben (Emilson und Bergenholtz 1993). Dieser Fakt wird aber auch angezweifelt (Prati et al. 1993). Neu entwickelte Monomere mit antimikrobieller Aktivität, wie MDPB, sind in der Lage, nach dem Exkavieren in der Kavität zurückgebliebene Bakterien zu eliminieren (Kappert und Eichner 2008). Aufgrund des positiv geladenen Pyridinium-Ions bleibt MDPB auch nach der Polymerisation lokal aktiv (Friedl 2010). Nach der Aushärtung lagert es sich in die Hybridschicht ein und soll so langfristig vor Sekundärkaries schützen (van Dijk 2005). Antibakterielle Adhäsive sollen Bakterien effektiver beseitigen als klassische Kavitätendesinfektionspräparate (Kuraray 2005).

Obwohl es eine Vielzahl von Mittel und Methoden gibt, ist im Allgemeinen eine absolut bakterienfreie Kavität nicht zu erreichen (Friedl 2010).

2.5 Komposite

Komposite sind Füllungs- und Befestigungswerkstoffe. Sie bestehen aus einer organischen, anorganischen und einer Kopplungs-Komponente. Die organische Komponente setzt sich aus Monomeren, Co-Monomeren (Verdünner) und verschiedenen Additiven wie Initiatoren (Katalysatoren), Co-Initiatoren (Akzeleratoren), Inhibitoren und Photostabilisatoren zusammen (Ketterl 1992). Die anorganische Komponente besteht aus Füllkörpern, wie Gläsern, Siliziumdioxid oder sphärischen gesinterten Mischoxiden (Kunzelmann und Hickel 2001). Sie sind für die mechanischen Eigenschaften verantwortlich. Die Kopplungs-Komponente ist ein Silan, welches amphiphilen Charakter hat und so den chemischen Verbund zwischen den Füllkörpern und der organischen Matrix schafft (Ketterl 1992).

Die ersten Komposite wurden Anfang der 60er Jahre des letzten Jahrhunderts entwickelt. Sie waren noch chemisch härtend und mussten angemischt werden. 1977 wurde die Lichtpolymerisation kommerziell eingeführt, was einen deutlichen Fortschritt brachte.

Anhand der Füllkörpergröße lassen sich die Komposite klassifizieren. Man unterscheidet Megafüller ($> 100 \mu\text{m}$), Makrofüller ($10 - 100 \mu\text{m}$), Midifüller ($1 - 10 \mu\text{m}$), Minifüller ($0,1 - 1 \mu\text{m}$), Mikrofüller ($0,01 - 0,1 \mu\text{m}$) und Nanofüller ($0,005 - 0,01 \mu\text{m}$) voneinander (Kappert und Eichner 2008). Weiterhin gibt es Hybridkomposite, die unterschiedliche Füllkörpergrößen beinhalten. Sie werden in Feinpartikelhybridkomposite (mittlere Partikelgröße $< 5 \mu\text{m}$), Feinstpartikelhybridkomposite (mittlere Partikelgröße $< 3 \mu\text{m}$) und Submikrometerhybridkomposite (mittlere Partikelgröße $< 1 \mu\text{m}$) unterteilt. Seit der Einführung der Kompomere und Ormocere wird auch das Monomersystem bei der Differenzierung berücksichtigt. Eine weitere Einteilung von Kompositen basiert auf der Grundlage der für die Aushärtereaktion wesentlichen funktionellen Gruppe. Hier werden reine Methacrylate, säuremodifizierte Methacrylate und ringöffnende Epoxide unterschieden (Kunzelmann und Hickel 2001).

Die Komposite finden ihre Anwendung als plastisches Füllungsmaterial, zum Stumpfaufbau bei prothetischen Arbeiten, als Verblendungswerkstoff, als Befestigungswerkstoff, zur Fissurenversiegelung und als Werkstoff zur Provisorienherstellung.

3 Ziele der Arbeit

Die vorliegende experimentelle und anwendungsmethodische Arbeit verfolgt das Ziel, den Einfluss verschiedener Vorbehandlungsmaßnahmen der Zahnoberfläche auf die Haftfestigkeit von Dentinadhäsiven zur Zahnhartsubstanz zu ermitteln. Aus den hier gewonnen Erkenntnissen sollen Empfehlungen für die Praxis abgeleitet werden, um bessere klinische Ergebnisse bei adhäsiven Restaurationen zu erzielen.

Die Untersuchung dieses Sachverhaltes ist dringend notwendig, da gerade auf diesem Gebiet bislang wenig bekannt ist bzw. zum Teil widersprüchliche Aussagen vorliegen (Ernst et al. 1999).

Um die Produktgruppen einander gegenüberstellen zu können, werden standardisierte Methoden in vitro verwendet. So wird die Haftfestigkeit der Prüfkörper als reine Scherhaftung an planer Dentinoberfläche ohne zusätzliche mechanische Verankerung gemessen.

Bei den Dentinadhäsiven sollen einmal die Systeme mit Total-Etch-Technik gegen die mit Self-Etch-Technik verglichen werden. Weiterhin werden die Multi-Bottle-Systeme den One-Bottle-Systemen gegenüber gestellt. Die unterschiedlichen Lösungsmittel der Adhäsive sollen ebenfalls berücksichtigt werden, um auch hier eventuelle Unterschiede erkennen zu können.

Als Vorbehandlungsmittel werden die drei gängigen Desinfektionsmittel Ethanol, Wasserstoffperoxid und Chlorhexidin eingesetzt, um so repräsentativ den Einfluss auf die verschiedenen Gruppen der Dentinadhäsive zu zeigen.

Als Hauptuntersuchungsmethode ist die Druck-Scherfestigkeitsprüfung von Kompositprüfkörpern, die mittels Dentinadhäsiven am vorbehandelten Menschendentin befestigt wurden, vorgesehen. Dieser Versuch wird gewählt, weil er schnell und relativ einfach durchzuführen ist. Desweiteren liegen hier in der Literatur viele Vergleichsstudien vor (Frankenberger 2001). Um Einflüsse des Mundmilieus zu simulieren, werden die Prüfkörper für 24 Stunden in physiologischer Kochsalzlösung gelagert.

Die lichtmikroskopische und rasterelektronenmikroskopische Untersuchung dient zur Unterstützung der übrigen Messergebnisse. Sie sollen Veränderungen des Dentins oder des Adhäsiv-Dentin-Verbundes durch die Vorbehandlungsmittel aufzeigen, um

so die erhaltenen Ergebnisse besser zu erklären und diskutieren zu können. Aufgrund dessen werden diese Untersuchungen nur an ausgewählten Beispielen vorgenommen.

Die Einzelergebnisse der jeweiligen Versuchsreihen sollen in einem Mittelwert zusammengefasst und die Standardabweichung berechnet werden. Der T-Test nach Student dient dem Gruppenvergleich auf Signifikanz. Als Irrtumswahrscheinlichkeit für Signifikanzen wird $p < 0,05$ festgelegt.

4 Material und Methode

4.1 Werkstoffe

Die Charakterisierung erfolgt anhand von Angaben der Hersteller (Produktinformationen und Packungsbeilagen).

4.1.1 Dentinadhäsive

Total-Etch Multibottle-Systeme

Optibond® FL (Kerr)

- lichthärtendes Zweikomponenten-Adhäsiv für Schmelz und Dentin in Kombination mit der Total-Etch-Technik

Zusammensetzung: Primer: HEMA, Ethylalkohol
 Adhesive: HEMA, Dinatrium-Hexafluorosilikat,
 Methacrylatsäureester, inerte Füllkörper

Indikation: direkte, lichthärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen

Chargen-Nr.: 2765628

Verarbeitung: Total-Etch (37%ige Phosphorsäure) 15 s auf Dentin, Gel 15 s mit Wasser abspülen, überschüssiges Wasser abtupfen, Primer-Applikation mit Brush, 15 s auf Zahnhartsubstanz einmassieren, 5 s verblasen, Bonding-Applikation mit Brush, auf Zahnhartsubstanz einmassieren, verblasen, Lichthärtung > 20 s

Syntac® (Ivoclar Vivadent)

- lichthärtendes Dreikomponenten-Adhäsiv für Schmelz und Dentin in Kombination mit der Total-Etch-Technik

Zusammensetzung: Primer: Polyethylenglycoldimethacrylat, Maleinsäure und Keton in wässriger Lösung
 Adhesive: Polyethylenglycoldimethacrylat und Glutar-

	aldehyd in wässriger Lösung Heliobond: Bis-GMA, Triethylenglycoldimethacrylat
Indikation:	direkte, lichthärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen, Heliobond zur Versiegelung von Fissuren und Füllungen, Heliobond zur Reparatur
Chargen-Nr.:	Primer: L05840, Adhesive: L04594, Heliobond: L05315
Verarbeitung:	Total-Etch (37%ige Phosphorsäure) 15 s auf Dentin, Gel 15 s mit Wasser abspülen, überschüssiges Wasser abtupfen, Primer-Applikation mit Brush, 15 s auf Zahnhartsubstanz einmassieren, verblasen, Adhesive-Applikation mit Brush, Einwirkzeit 10 s, verblasen, Heliobond-Applikation mit Brush, verblasen, Lichthärtung > 20 s

Self-Etch Multibottle-Systeme

AdheSE® (Ivoclar Vivadent)

- selbstätzendes, lichthärtendes, gefülltes Zweikomponenten-Adhäsivsystem für Schmelz und Dentin

Zusammensetzung:	Primer: Dimethacrylat, Phosphonsäureacrylat, Initiatoren und Stabilisatoren in wässriger Lösung Bonding: HEMA, Dimethacrylate, Siliziumdioxid, Initiatoren und Stabilisatoren
Indikation:	direkte, lichthärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen
Chargen-Nr.:	Primer: L04559, Bonding: L01934
Verarbeitung:	Primer-Applikation mit Brush, 15 s auf Zahnhartsubstanz einmassieren, Primer ggf. 2x auftragen, Gesamteinwirkzeit sollte > 30 s sein, verblasen, Bonding-Applikation mit Brush, verblasen, Lichthärtung > 10 s

Clearfil™ SE Bond (Kuraray Dental)

- selbstätzendes, lichthärtendes Zweikomponenten-Adhäsiv für Schmelz und Dentin

Zusammensetzung:	Primer: 10-Methacrylat-oxydecyl-Dehydrogenphosphat, HEMA, hydrophiles Dimethacrylat, di-Campherchinon, N,N-Diethanol-p-Toluidin, Wasser Bonding: 10-Methacrylat-oxydecyl-Dehydrogenphosphat, 2-Bis-Phenol A Diglycytat-Methacrylat, HEMA, hydrophiles Dimethacrylat, di-Campherchinon, N,N-Diethanol-p-Toluidin, kolloidales Siliziumoxid
Indikation:	direkte, lichthärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen, Behandlung sensibler und/oder freiliegender Zahnhälse, Versiegelung der Kavitätenoberfläche bei indirekten Restaurationen, Keramikreparaturen
Chargen-Nr.:	Primer: 00699A, Bonding: 00999B
Verarbeitung:	Primer-Applikation mit Brush, 20 s auf Zahnhartsubstanz belassen, verblasen, Bonding-Applikation mit Brush, verblasen, Lichthärtung > 10 s

Total-Etch Onebottle-Systeme**Adper™ Scotchbond™ 1 XT (3M ESPE)**

- einfaches, feucht klebendes Adhäsiv mit 10% kolloidalem Füllstoff (5nm) in Kombination mit der Total-Etch-Technik

Zusammensetzung:	HEMA, Ethylalkohol, Wasser, Füllkörper
Indikation:	direkte, lichthärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen, Aufkleben von Keramikveneers, Keramikreparaturen, Oberflächendesensibilisierung, Befestigung von indirekten Füllungen
Chargen-Nr.:	8PN

Verarbeitung: Total-Etch (37%ige Phosphorsäure) 15 s auf Dentin, Gel 15 s mit Wasser abspülen, überschüssiges Wasser abtupfen, Applikation mit Brush, 2-3 Schichten 15 s auf Zahnhartsubstanz einmassieren, 5 s verblasen, Lichthärtung > 10 s

Excite® (Ivoclar Vivadent)

- lichthärtendes, gefülltes Einkomponenten-Adhäsiv für Schmelz und Dentin in Kombination mit der Total-Etch-Technik

Zusammensetzung: Phosphonsäureacrylat, HEMA, Dimethacrylate, hochdisperses Siliziumdioxid, Initiatoren und Stabilisatoren in alkoholischer Lösung

Indikation: direkte, licht- und dualhärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen, indirekte Vollkeramik- und Komposite-Restaurationen (nur lichthärtend)

Chargen-Nr.: L09035

Verarbeitung: Total-Etch (37%ige Phosphorsäure) 15 s auf Dentin, Gel 15 s mit Wasser abspülen, überschüssiges Wasser abtupfen, Applikation mit Brush-Kanüle, 10 s auf Zahnhartsubstanz einmassieren, verblasen, Lichthärtung > 10 s

Prime&Bond® NT (Dentsply DeTrey)

- lichthärtendes Einkomponenten-Adhäsiv für Schmelz und Dentin in Kombination mit der Total-Etch-Technik

Zusammensetzung: Di- und Trimethacrylat-Harze, funktionalisiertes amorphes Siliziumdioxid, Dipentaerytritolpentacrylat-Phosphorsäure-Monomer, Lichtinitiatoren, Stabilisatoren, Aceton, Cetylaminhydrofluorid

Indikation: direkte, lichthärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen, Befestigung indirekter Restaurationen,

adhäsive Reparaturen, Kavitätenlack unter Amalgam-Restaurationen, Schutzlack bei zervikaler Überempfindlichkeit

Chargen-Nr.: 0809001946

Verarbeitung: Total-Etch (37%ige Phosphorsäure) 15 s auf Dentin, Gel 15 s mit Wasser abspülen, überschüssiges Wasser abtupfen, Applikation mit Brush, Einwirkzeit > 20 s, 5 s verblasen, Lichthärtung > 10 s

Self-Etch Onebottle-Systeme

AdheSE[®] One (Ivoclar Vivadent)

- selbstätzendes, lichthärtendes, gefülltes Einkomponenten-Adhäsivsystem für Schmelz und Dentin

Zusammensetzung: Bisacrylamidderivat, Wasser, Aminosäureacrylamid, Bismethacrylamiddihydrogenphosphat, Hydroxyalkylmethacrylatamid, hochdisperses Siliziumdioxid, Katalysatoren und Stabilisatoren

Indikation: direkte, lichthärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen

Chargen-Nr.: K14344

Verarbeitung: Applikation mit Brush-Kanüle, auf Zahnhartsubstanz einmassieren, Gesamteinwirkzeit sollte > 30 s sein, verblasen, Lichthärtung > 10 s

Adper[™] Prompt[™] L-Pop[™] (3M ESPE)

- selbstätzendes, lichthärtendes Einkomponenten-Adhäsiv für Schmelz und Dentin

Zusammensetzung: Methacrylate, Phosphorsäure, Wasser

Indikation: direkte, lichthärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen, Desensibilierung von freiliegenden

Wurzeloberflächen, Haftvermittler für lichthärtende Fissurenversiegelungsmaterialien

Chargen-Nr.: 343055

Verarbeitung: Aktivierung des Einmalapplikators (Vermischung der vorher getrennten Flüssigkeitsreservoirs), Applikation mit Brush, 15 s auf Zahnhartsubstanz einmassieren, verblasen, Applikation einer zweiten Schicht, verblasen, Lichthärtung > 10 s

iBond® SE (Heraeus Kulzer)

- selbstätzendes, lichthärtendes Einkomponenten-Adhäsiv für Schmelz und Dentin

Zusammensetzung: lichtaktivierbare Methacrylatmonomere, Azeton-Wasser basierte Lösung

Indikation: direkte, lichthärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen, indirekte Restaurationen in Verbindung mit einem lichthärtenden Befestigungskomposite, Behandlung überempfindlicher Zahnbereiche

Chargen-Nr.: 010033

Verarbeitung Applikation mit Brush, 20 s auf Zahnhartsubstanz einmassieren, verblasen, Lichthärtung > 20 s

Xeno® V (Dentsply DeTrey)

- selbstätzendes, lichthärtendes Einkomponenten-Adhäsiv für Schmelz und Dentin

Zusammensetzung: bifunktionelle Acrylamide, saure Acrylamide, Phosphorsäureester, Acrylsäure, Wasser, tertiäres Butanol

Indikation: direkte, lichthärtende Komposite- und Kompomer-Restaurationen

Chargen-Nr.: 0706000818

Verarbeitung: Applikation mit Brush, 2 Schichten auf Zahnhartsubstanz auftragen, 20 s einmassieren, 5 s verblasen, Lichthärtung > 20 s

4.1.2 Komposit

Tetric Evo Ceram® (Ivoclar Vivadent)

- lichthärtendes, röntgenopakes Nanohybridkomposit für direkte Restaurationstherapie

Zusammensetzung: Dimethacrylate, Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, Präpolymer, Additive, Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente

Chargen-Nr.: L23172

Farbe: A2

Lichthärtung: 20 s

4.1.3 Vorbehandlungsmittel

Ethylalkohol / Ethanol 96%

Applikation mit Brush, 10 s auf Zahnhartsubstanz einmassieren, verblasen

Wasserstoffperoxid 3%

Applikation mit Brush, 10 s auf Zahnhartsubstanz einmassieren, verblasen

Chlorhexidindigluconat / Chlorhexidin 0,1%

Applikation mit Brush, 10 s auf Zahnhartsubstanz einmassieren, verblasen

4.1.4 weitere Werkstoffe

Etchant (3M ESPE) 37%ige Phosphorsäure

Indikation: Säure-Ätz-Technik am Dentin

Chargen-Nr.: 7523

Compipress N (Merz Dental)

transparenter kaltpolymerisierender Kunststoff auf MMA/PMMA-Basis

Verwendung: zur Einbettung und Fixierung von humanen Zähnen

Chargen-Nr.: Monomer: 12/44009, Polymer: 1/53409

Isotone Kochsalzlösung (Braun) 0,9%ige physiologische Kochsalzlösung

Verwendung: zur Lagerung der humanen Zähne in physiologischen Milieu

Chargen-Nr.: 5084 A36

Technovit 7210 VLC (Kulzer) lichthärtender Kleber

Verwendung: zum Aufkleben der Dünnschliffpräparate auf den Objektträger

Chargen-Nr.: 010054

4.2 Geräte

AxioCam MRc5 (Carl Zeiss) Fotokamera am Lichtmikroskop

Verwendung: Fotodokumentation der Oberflächen vor den
rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen

Axiotech (Carl Zeiss) Lichtmikroskop

Verwendung: zur mikroskopischen Kontrolle der Dentinoberfläche vor der
Prüfkörperherstellung zur rasterelektronenmikroskopischen
Untersuchung

Bluephase (Ivoclar Vivadent) LED-Polymerisationslampe

Lichtleistung: 1200 mW/cm² Wellenlänge: 380-515 nm

Verwendung: zur Photopolymerisation der Adhäsive und Komposite

Chargen-Nr.: 1544954

Exakt-Trennschleifsystem 300 (Fa. Exakt)

Verwendung: zur Herstellung der Dünnschliffpräparate für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Hilfsmittel

- Stoppuhr zur genauen Einhaltung der Herstellervorgaben bei der Verarbeitung der Dentinadhäsive
- Silikonform zum Einbetten der humanen Zähne
- Zange, Anrührspatel, Pinzette, Brushs / Applikatoren, Druckluft
- Metallringe für den Kompositzylinder bei der Prüfkörperherstellung, $\varnothing = 5 \text{ mm}$, $h = 2 \text{ mm}$
- Glasgefäße zur Aufbewahrung der humanen Zähne
- Kühlschrank zur Aufbewahrung der Dentinadhäsive und des Komposits, 6°C
- Objektträger für Lichtmikroskop

Leo 1530 Gemini (Leo / Zeiss Oberkochen) Rasterelektronenmikroskop

Verwendung: zur Untersuchung der Adhäsiv-Oberflächen und des Dentin-Adhäsiv-Komposit-Verbundes mit Fotodokumentation

Mikroschleifsystem Exakt 400 CS (Fa. Exakt)

Verwendung: Ausdünnung und Politur der Dünnschliffpräparate für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Schleifpapier (KWb) korundbeschichtetes Papier in verschiedenen Körnungen

Verwendung: zur Entfernung verbleibener Kunststoffreste vom Dentin bzw. Politur

Sicomatic®-A (Silit) Drucktopf

Verwendung: zur Polymerisation des Kunststoffes bei der Einbettung der humanen Zähne

Struers Dap-V (Struers) Schleif- und Poliergerät

Verwendung: Bearbeitung der Dentinoberfläche unter Wasserkühlung vor der Prüfkörperherstellung

Transsonic T310 (Bender & Hobein) Ultraschallgerät

Verwendung: Reinigung der Zähne für die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen nach dem Schleifen

Wassermann HSS 88 (Fa. Wassermann Dental Maschinen) Nasstrimmer

Verwendung: zur Bearbeitung der in Kunststoff eingebetteten humanen Zähne

Zwick/Roell Z005 (Zwick GmbH & Co.KG) Universalprüfmaschine

Verwendung: zur Druck-Scherfestigkeitsprüfung

4.3 Untersuchungsmethoden

4.3.1 Druck-Scherfestigkeit

4.3.1.1 Vorbereitung der Zähne

Für alle Untersuchungen wurden humane Zähne verwendet. Dabei handelte es sich um kariesfreie Prämolaren und Molaren. Sie wurden gründlich gereinigt, die Wurzelhaut entfernt und in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt.

Die Zähne wurden dann in einer Silikonform der Größe 25 mm x 25 mm x 15 mm in Combipress N-Kunststoff eingebettet. Die Polymerisation erfolgte im Sicomatic®-A-Drucktopf. Danach wurden die so entstandenen Blöcke am Nasstrimmer bearbeitet, sodass eine ausreichend große Fläche Dentin freiliegt. Anschließend wurde die Dentinfläche mit einem Nassschleifgerät und Korundpapier der Körnung 500 behandelt, um so eine einheitliche Oberfläche für die gesamten Versuche zu bekommen. Die fertigen Blöcke wurden in physiologische Kochsalzlösung aufbewahrt.

4.3.1.2 Prüfkörperherstellung

Nach der Entnahme der Blöcke aus der Lösung wurde überschüssige Flüssigkeit vorsichtig mit einem Tuch oder Druckluft entfernt. Für die Ausgangswerte wurde die Dentinoberfläche nicht vorbehandelt. Alle anderen Dentinoberflächen wurden mit den entsprechenden Vorbehandlungsmitteln bearbeitet und mit Druckluft vorsichtig getrocknet.



Abb. 1: Prüfkörperherstellung mit einem Metallring als Formhilfe zum Aufpolymerisieren des Kompositzylinders $\varnothing = 5 \text{ mm}$ und $h = 2 \text{ mm}$

Danach wurden die Dentinadhäsive nach Herstellerangaben aufgetragen. Zur Herstellung der direkten Restauration auf der Dentinoberfläche wurde ein Metallring zur Formhilfe genutzt. Dieser wurde mit einer Pinzette fixiert und das Komposit wurde mit einem Füllspatel eingebracht (vergl. Abb. 1). Nach der Lichthärtung des Komposits konnte der Metallring sehr vorsichtig mit einer Zange entfernt werden. Nach 10 Minuten wurden die fertigen Prüfkörper wieder in physiologischer Kochsalzlösung für 24 Stunden aufbewahrt.

4.3.1.3 Prüfverfahren

Die Prüfkörper wurden nach der Entnahme aus der Lösung mit einem Tuch vorsichtig getrocknet. Die zylinderförmigen Kompositkörper auf den Dentinoberflächen wurden mit einer Universalprüfmaschine abgeschert (vergl. Abb. 2).

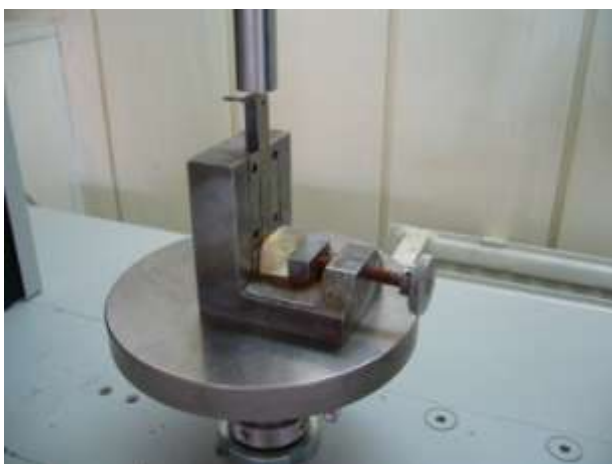


Abb. 2: Versuchsanordnung bei der Druck-Scherfestigkeitsprüfung an der Universalprüfmaschine

Dafür wurden die quadratischen Blöcke bewegungssicher in einer Abschervorrichtung fixiert, sodass der Stempel im 90°-Winkel zur Dentinoberfläche auf den Kompositzylinder traf. Die Prüfmaschine bewegte sich mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min einen im Querschnitt rechteckigen Druckstempel. Dieser trennte den Kompositzylinder parallel zur Dentinoberfläche ab. Die Druck-Scherfestigkeit errechnet sich aus dem Quotient von aufgewendeter Kraft in N zur Haftfläche (jeweils 20 mm²) und wird in MPa angegeben.

4.3.2 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Für alle Untersuchungen wurden humane Zähne verwendet. Dabei handelte es sich um kariesfreie Molaren. Sie wurden gründlich gereinigt, die Wurzelhaut entfernt und in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt.

4.3.2.1 Vorbereitung der Zähne für die Darstellung der Tags

Die Zähne wurden von okklusal bis auf das Dentin heruntergeschliffen. Dies geschah unter ständiger Wasserkühlung. Es wurde Korundschleifpapier in folgender Reihenfolge verwendet: Körnung 500 bis zur weitestgehenden Schmelzentfernung, Körnung 1200, Körnung 2400 und Körnung 4000. Anschließend erfolgte eine Diamantpolitur mit Körnung 1 µm. Danach wurden die Zähne in einem mit demineralisierten Wasser gefüllten Ultraschallbad gereinigt und die Dentinoberfläche lichtmikroskopisch kontrolliert.

4.3.2.2 Vorbereitung der Zähne für die Dünnschliffpräparate

Die Zähne wurden von okklusal bis auf das Dentin mit Korundschleifpapier der Körnung 500 heruntergeschliffen. Dies geschah unter ständiger Wasserkühlung. Danach wurden die Zähne in einem mit demineralisierten Wasser gefüllten Ultraschallbad gereinigt und die Dentinoberfläche lichtmikroskopisch kontrolliert.

4.3.2.3 Prüfkörperherstellung

Für die Ausgangssituationen wurden die Dentinoberflächen der Zähne für die Tagdarstellung sowie die Dünnschliffbilder nicht vorbehandelt. Alle anderen Dentinoberflächen wurden mit den entsprechenden Vorbehandlungsmitteln bearbeitet und mit Druckluft vorsichtig getrocknet.

Danach wurden die Dentinadhäsive nach Herstellerangaben aufgetragen. Zur Herstellung der direkten Restauration auf der Dentinoberfläche wurde ein Metallring zur Formhilfe genutzt. Dieser wurde mit einer Pinzette fixiert und das Komposit wurde mit einem Füllspatel eingebracht. Nach der Lichthärtung des Komposits konnte der Metallring sehr vorsichtig mit einer Zange entfernt werden.

Da die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung nur zur Unterstützung der übrigen Messwerte dient, wurden die Prüfkörper nur mit ausgewählten Dentinadhäsiven und Vorbehandlungsmitteln hergestellt.

4.3.2.4 Vorbereitung der Prüfkörper für die Darstellung der Tags

Die Zahnhartsubstanz wurde mit 30 %iger HCl abgeätzt. Das verbliebene Oberflächenrelief des Dentinadhäsivs wurde mit demineralisiertem Wasser abgespült und an der Luft getrocknet. Anschließend wurde die Oberfläche mit einer Goldschicht besputtert.

4.3.2.5 Vorbereitung der Prüfkörper für die Dünnschliffbilder

Die Prüfkörper wurden mit einer diamantbestückten Bandsäge in mehrere 0,6 mm dünne Scheiben geschnitten. Danach wurden die Sägeschnitte mit einem lichthärtenden Kleber auf einen Objektträger aufgeklebt. Anschließend wurden die Schnitte mit einem Mikroschleifsystem unter Wasserkühlung mit Korundschleifpapier der Körnungen 500, 1200, 2400 und 4000 auf ca. 100 µm dünn geschliffen und mit einer Diamantsuspension der Körnung 1 µm poliert. Die Oberfläche wurde hier ebenfalls mit einer Goldschicht besputtert.

4.3.2.6 Durchführung der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen

Vor den eigentlichen Aufnahmen wurden die Oberflächen lichtmikroskopisch fotodokumentiert. Die Prüfkörper für die Dünnschliffbilder wurden dann mit Objektträger, auf welchem sie vorher aufgeklebt wurden, klein geschnitten. Alle Prüfkörper wurden anschließend auf den Objektträger des REM aufgebracht. Es erfolgte die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung mit Fotodokumentation.

Die Vorbereitung der Prüfkörper sowie die Durchführung der Aufnahmen erfolgte durch Herrn Dipl.-Ing.(FH) G. Raser, wissenschaftlicher Mitarbeiter der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des ZZMK am Klinikum der FSU Jena.

5 Ergebnisse

5.1 Druck-Scherfestigkeit

5.1.1 Systemeinteilung nach Arbeitsschritten

5.1.1.1 Total-Etch Multibottle Systeme

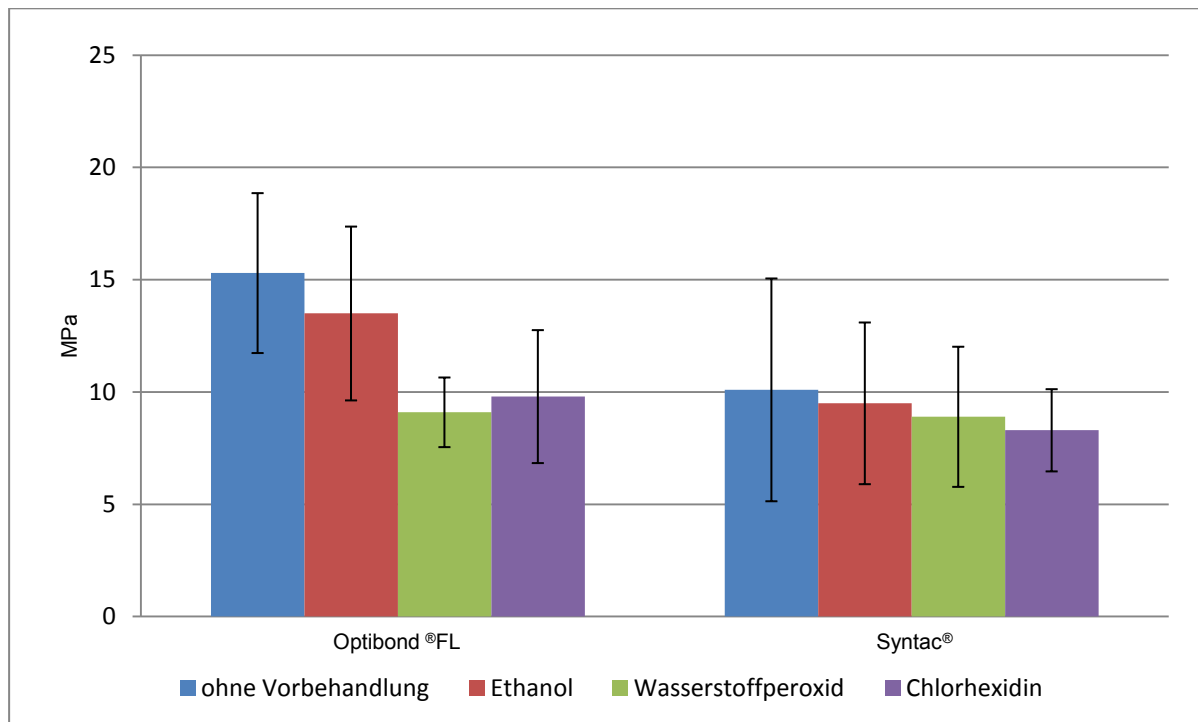


Abb. 4: Druck-Scherfestigkeiten der Total-Etch Multibottle Dentinadhäsive

Die Druck-Scherfestigkeit von Optibond® FL lag ohne Vorbehandlung des Dentins bei 15,3 MPa. Dies stellte den Ausgangs- bzw. Vergleichswert dar. Nach der Vorbehandlung mit Ethanol wurde eine Haftung von 13,5 MPa, nach Wasserstoffperoxid 9,1 MPa und nach Chlorhexidin 9,8 MPa erreicht. Nur der Wert für H₂O₂ zeigte eine Signifikanz zum Ausgangswert.

Der Ausgangswert von Syntac® betrug 10,1 MPa. Nach der Vorbehandlung mit Ethanol wurde eine Haftung von 9,5 MPa, nach Wasserstoffperoxid 8,9 MPa und nach Chlorhexidin 8,3 MPa erreicht. Alle Werte waren nicht signifikant im Vergleich zum Ausgangswert.

5.1.1.2 Self-Etch Multibottle Systeme

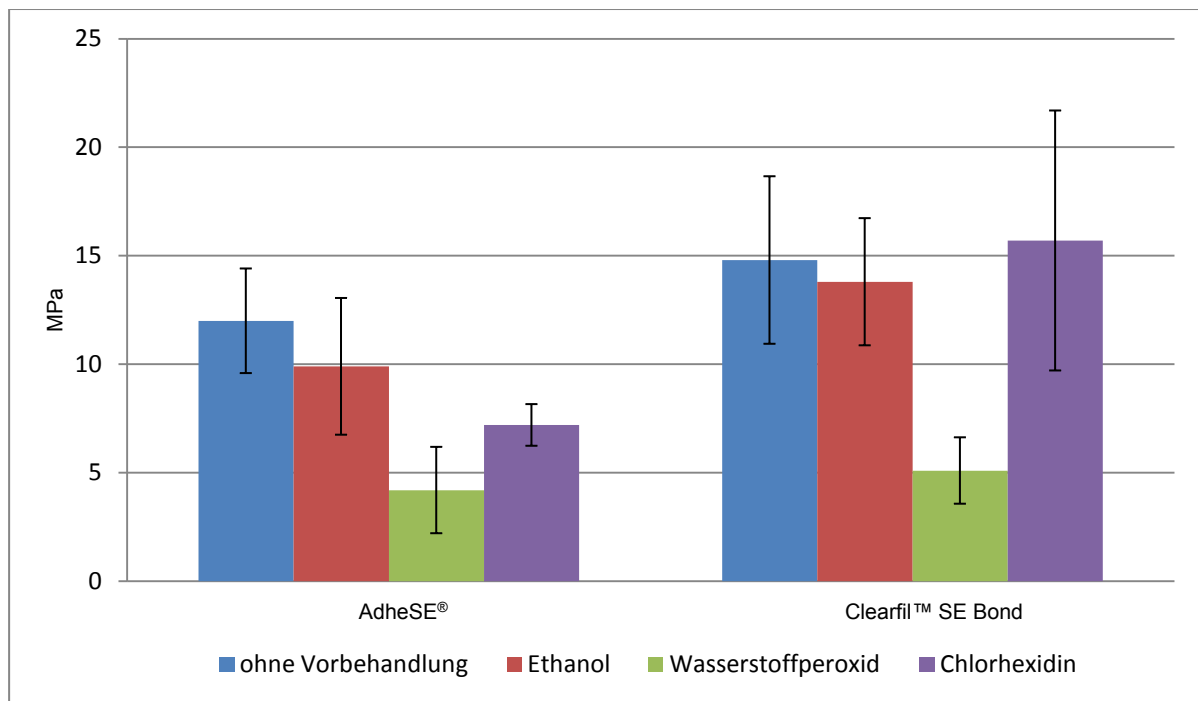


Abb. 5: Druck-Scherfestigkeiten der Self-Etch Multibottle Dentinadhäsive

Die Druck-Scherfestigkeit von AdheSE® lag ohne Vorbehandlung bei 12,0 MPa, welches den Ausgangswert darstellte. Durch die Vorbehandlung waren die Haftwerte nach Ethanol auf 9,9 MPa, nach Wasserstoffperoxid auf 4,2 MPa und nach Chlorhexidin auf 7,2 MPa abgefallen. Nur der Wert für H₂O₂ war signifikant zum Ausgangswert.

Der Ausgangswert von Clearfil™ SE Bond betrug 14,8 MPa. Nach der Ethanolvorbehandlung war die Haftung 13,8 MPa. Durch die Wasserstoffperoxidvorbehandlung war der Wert auf 5,1 MPa abgefallen. Ein Anstieg auf 15,7 MPa wurde nach Chlorhexidinvorbehandlung erreicht. Nur der Wert für H₂O₂ zeigte einen signifikanten Unterschied zum Ausgangswert.

5.1.1.3 Total-Etch Onebottle Systeme

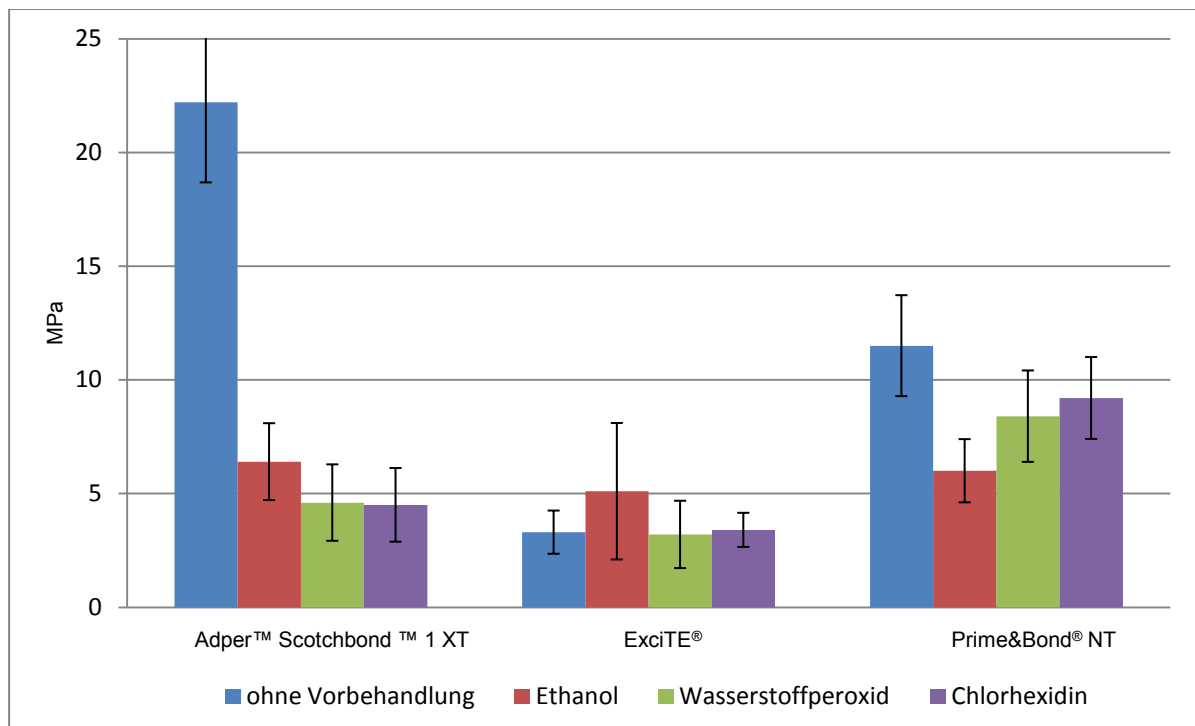


Abb. 6: Druck-Scherfestigkeiten der Total-Etch Onebottle Dentinadhäsive

Die Druck-Scherfestigkeit von Adper™ Scotchbond™ 1 XT lag ohne Vorbehandlung bei 22,2 MPa. Dies war der höchste Wert von allen untersuchten Systemen. Nach den Vorbehandlungen waren die Haftwerte stark reduziert. Nach Ethanol auf 6,4 MPa, nach Wasserstoffperoxid auf 4,6 MPa und nach Chlorhexidin auf 4,5 MPa. Alle Werte zeigten eine Signifikanz zum Ausgangswert.

Der Ausgangswert von ExciTE® stellte mit 3,3 MPa den niedrigsten aller untersuchten Systeme dar. Nach den Vorbehandlungen hatten sich folgende Haftwerte ergeben. Nach Ethanol 5,1 MPa, nach Wasserstoffperoxid 3,2 MPa und nach Chlorhexidin 3,4 MPa. Alle Werte waren nicht signifikant zum Ausgangswert.

Ohne Vorbehandlung lag die Druck-Scherfestigkeit von Prime&Bond® NT bei 11,5 MPa. Durch die Ethanolvorbehandlung fiel der Haftwert auf 6,0 MPa ab. Nach der Wasserstoffperoxidvorbehandlung betrug der Wert 8,4 MPa, nach der Chlorhexidinvorbehandlung 9,2 MPa. Nur der Haftwert für Ethanol zeigte eine Signifikanz im Vergleich zum Ausgangswert.

5.1.1.4 Self-Etch Onebottle Systeme

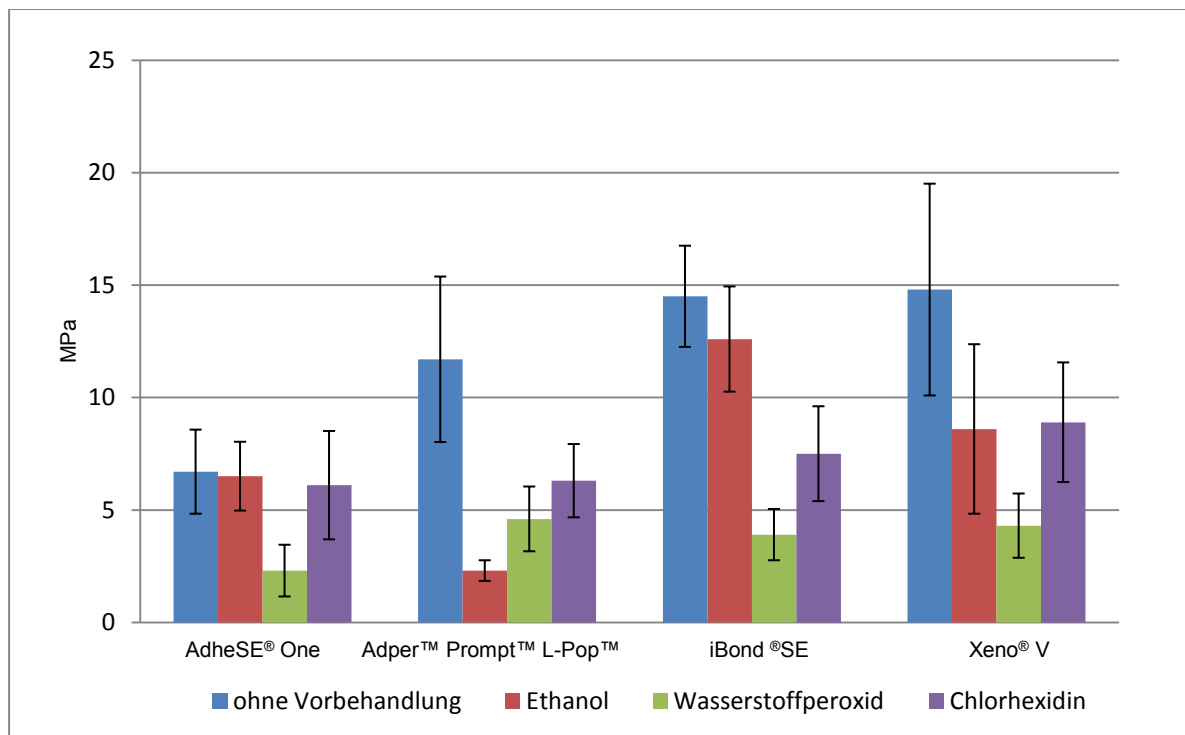


Abb. 7: Druck-Scherfestigkeiten der Self-Etch Onebottle Dentinadhäsive

Die Druck-Scherfestigkeit von AdheSE® One lag ohne Vorbehandlung bei 6,7 MPa. Nach der Vorbehandlung mit Ethanol betrug die Haftung 6,5 MPa, nach Wasserstoffperoxid 2,3 MPa und nach Chlorhexidin 6,1 MPa. Der Wert für H₂O₂ war signifikant zum Ausgangswert.

Der Ausgangswert von Adper™ Prompt™ L-Pop™ betrug 11,7 MPa. Durch die Vorbehandlung mit Ethanol wurde eine Haftung von 2,3 MPa, mit Wasserstoffperoxid 4,6 MPa und mit Chlorhexidin 6,3 MPa erreicht. Alle Werte zeigten eine Signifikanz im Vergleich zum Ausgangswert.

Ohne Vorbehandlung erreichte iBond® SE eine Haftung von 14,5 MPa. Nach der Vorbehandlung mit Ethanol reduzierte sich der Wert auf 12,6 MPa, nach Wasserstoffperoxid auf 3,9 MPa und nach Chlorhexidin auf 7,5 MPa. Die Werte für H₂O₂ und CHX waren signifikant zum Ausgangswert.

Der Ausgangswert von Xeno® V betrug 14,8 MPa. Durch die Vorbehandlung erfolgte die Reduzierung der Haftung nach Ethanol auf 8,6 MPa, nach Wasserstoffperoxid auf 4,3 MPa und nach Chlorhexidin auf 8,9 MPa. Die Werte für Ethanol und H₂O₂ zeigten eine Signifikanz im Vergleich zum Ausgangswert.

5.1.2 Lösungsmittel der Dentinadhäsive

Die Druck-Scherfestigkeitswerte wurden im Teilkapitel 5.1.1 bereits als exakter Wert aufgeführt und als Diagramm dargestellt. Im Folgenden sollen alle Dentinadhäsive nach ihrem Lösungsmittel betrachtet werden.

5.1.2.1 Lösungsmittel Wasser

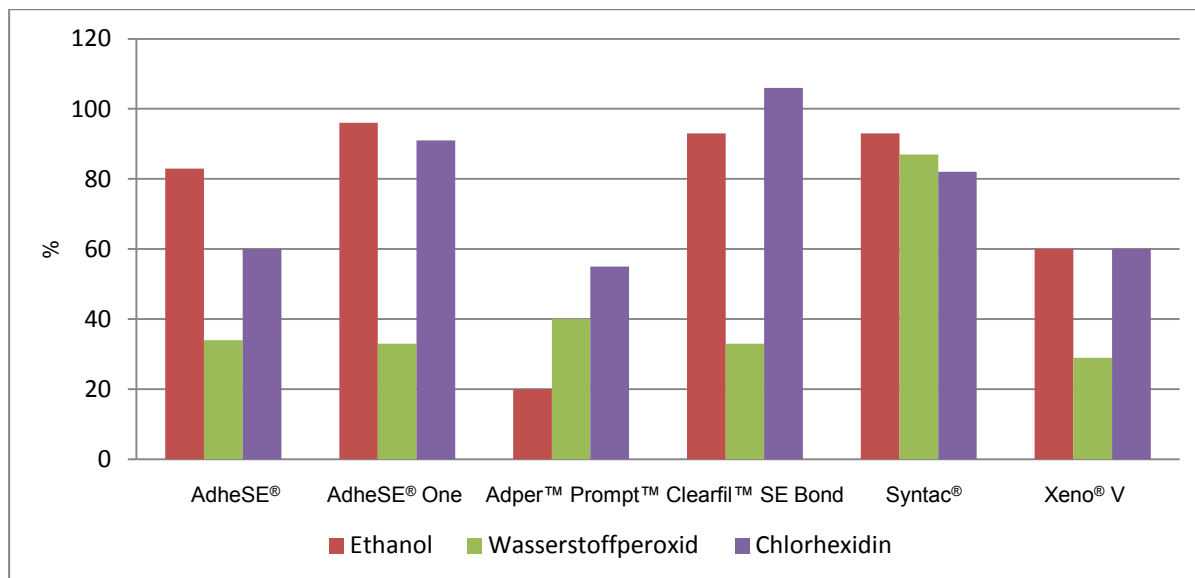


Abb. 8: Prozentuales Verhältnis der Druck-Scherfestigkeiten nach unterschiedlichen Vorbehandlungen im Vergleich zum Ausgangswert der wasserhaltigen Dentinadhäsive

Die sechs wasserbasierenden Dentinadhäsive zeigten unterschiedliche Ergebnisse. Während bei AdheSE®, AdheSE® One, Clearfil® SE Bond und Syntac® die Haftwerte nach der Ethanolvorbehandlung nur leicht abgefallen waren, zeigten Xeno® V mit knapp 60 % und Adper™ Prompt™ L-Pop™ mit 20 % des Ausgangswertes eine deutliche Reduzierung der Haftkraft. Die beiden letztgenannten Dentinadhäsive zeigten nach Ethanolvorbehandlung einen signifikanten Unterschied zum Ausgangswert.

Bei Syntac® war der Haftwert nach der Vorbehandlung mit Wasserstoffperoxid nur leicht zurückgegangen. Bei allen anderen Systemen waren die Druck-Scherfestigkeiten auf ca. 30 – 40 % des Ausgangswertes abgesunken. Bis auf Syntac® zeigten alle Werte eine Signifikanz im Vergleich zum Ausgangswert.

Nach der Vorbehandlung mit Chlorhexidin waren unterschiedliche Ergebnisse erzielt worden. Während bei Clearfil® SE Bond sogar ein leichter Anstieg der Haftung zu

verzeichnen war, waren bei AdheSE[®] One und Syntac[®] nur geringe Reduzierungen vorhanden. Bei den übrigen Systemen wurde ein Abfall auf etwa 60 % des Ausgangswertes beobachtet. Nur die Werte für Adper[™] Prompt[™] L-Pop[™] und AdheSE[®] One waren signifikant zum Ausgangswert.

5.1.2.2 Lösungsmittel Ethanol

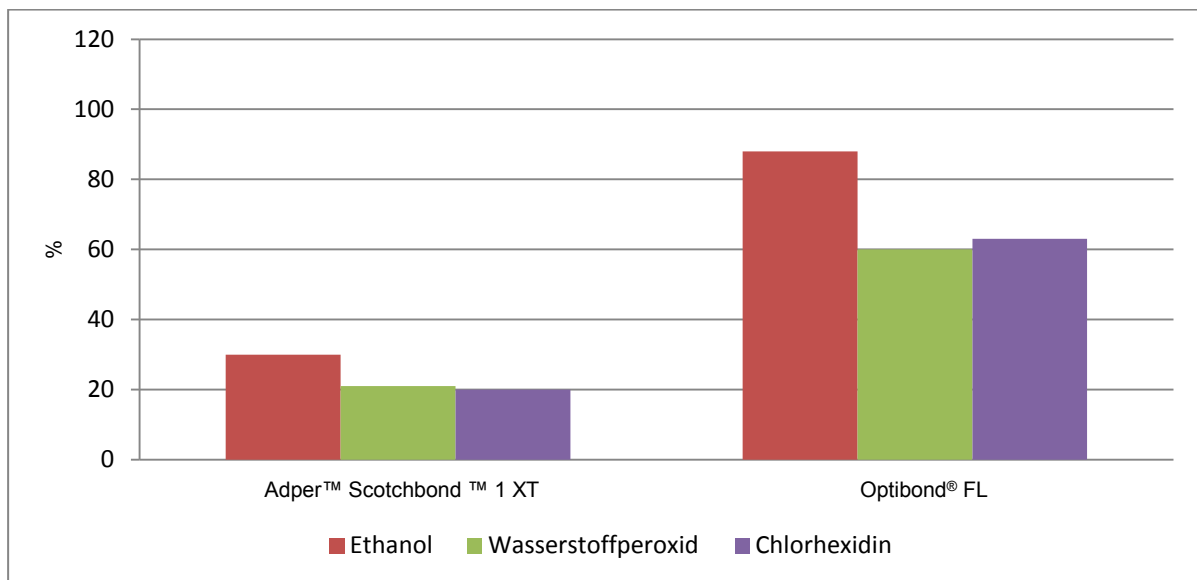


Abb. 9: Prozentuales Verhältnis der Druck-Scherfestigkeiten nach unterschiedlichen Vorbehandlungen im Vergleich zum Ausgangswert der ethanolhaltigen Dentinadhäsive

Da das ethanolhaltige Excite[®] sehr niedrige Ausgangswerte hatte und so die übrigen Werte keine Signifikanz zeigten, werden diese Ergebnisse nicht mehr aufgeführt und verglichen.

Die zwei ethanolhaltigen Dentinadhäsive zeigten folgende Ergebnisse. Nach der Ethanolvorbehandlung waren unterschiedliche Werte beobachtet worden. Bei Adper[™] Scotchbond[™] 1 XT war ein deutlicher Abfall der Haftung zu verzeichnen, wohingegen bei Optibond[®] FL nur eine leichte Reduzierung vorhanden war.

Durch die Vorbehandlung mit Wasserstoffperoxid fielen bei Adper[™] Scotchbond[™] 1 XT mit 20 % des Ausgangswertes und bei Optibond[®] FL mit 60 % des Ausgangswertes die Haftungen stark ab.

Bei der Chlorhexidinvorbehandlung waren die Ergebnisse ähnlich denen mit Wasserstoffperoxid.

5.1.2.3 Lösungsmittel Azeton

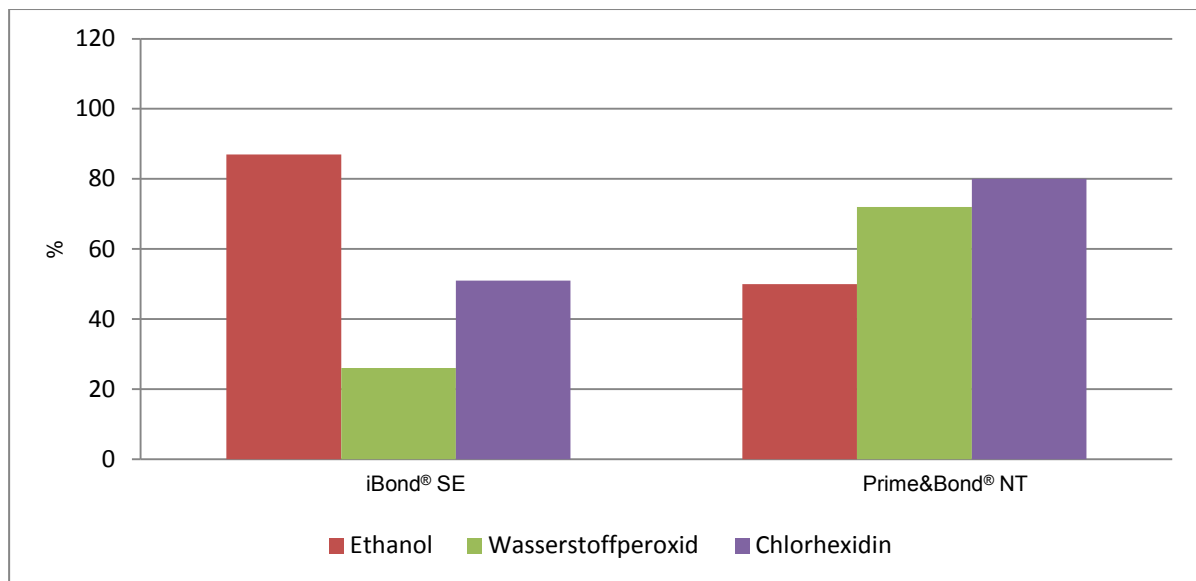


Abb. 10: Prozentuales Verhältnis der Druck-Scherfestigkeiten nach unterschiedlichen Vorbehandlungen im Vergleich zum Ausgangswert der azetonhaltigen Dentinadhäsive

Abb. 17. zeigt die Ergebnisse der beiden azetonhaltigen Dentinadhäsive. Bei iBond® SE zeigte sich nach der Vorbehandlung mit Ethanol nur ein leichter Abfall der Haftung, während bei Prime&Bond® NT nur noch die Hälfte des Ausgangswertes erreicht wurden.

Nach Wasserstoffperoxidvorbehandlung beobachtete man bei iBond® SE eine Reduzierung auf ca. 25 % und bei Prime&Bond® NT eine Reduzierung auf ca. 70 % des Ausgangswertes.

Während bei iBond® SE eine deutliche Verminderung der Druck-Scherfestigkeit festzustellen war, zeigte sich bei Prime&Bond® NT nur ein moderater Abfall des Wertes nach der Vorbehandlung mit Chlorhexidin.

5.1.3 Vorbehandlungsmittel

Die Druck-Scherfestigkeitswerte wurden im Teilkapitel 5.1.1 bereits als exakter Wert aufgeführt und als Diagramm dargestellt. Im Folgenden sollen alle Dentinadhäsiven jeweils mit einem Vorbehandlungsmittel betrachtet werden.

Die Ergebnisse von Excite® fehlen hier ebenfalls aus den oben genannten Gründen.

5.1.3.1 Vorbehandlungsmittel Ethanol

Bei AdheSE[®], AdheSE[®] One, Clearfil[®] SE Bond, iBond[®] SE, Optibond[®] FL und Syntac[®] reduzierten sich die Haftungen im Vergleich zu den Ausgangswerten nur leicht um 4 – 14 %. Eine deutliche Verminderung der Haftwerte auf 20 – 60 % des Ausgangswertes wurden bei Adper[™] Prompt[™] L-Pop[™], Adper[™] Scotchbond[™] 1 XT, Prime&Bond[®] NT und Xeno[®] V verzeichnet.

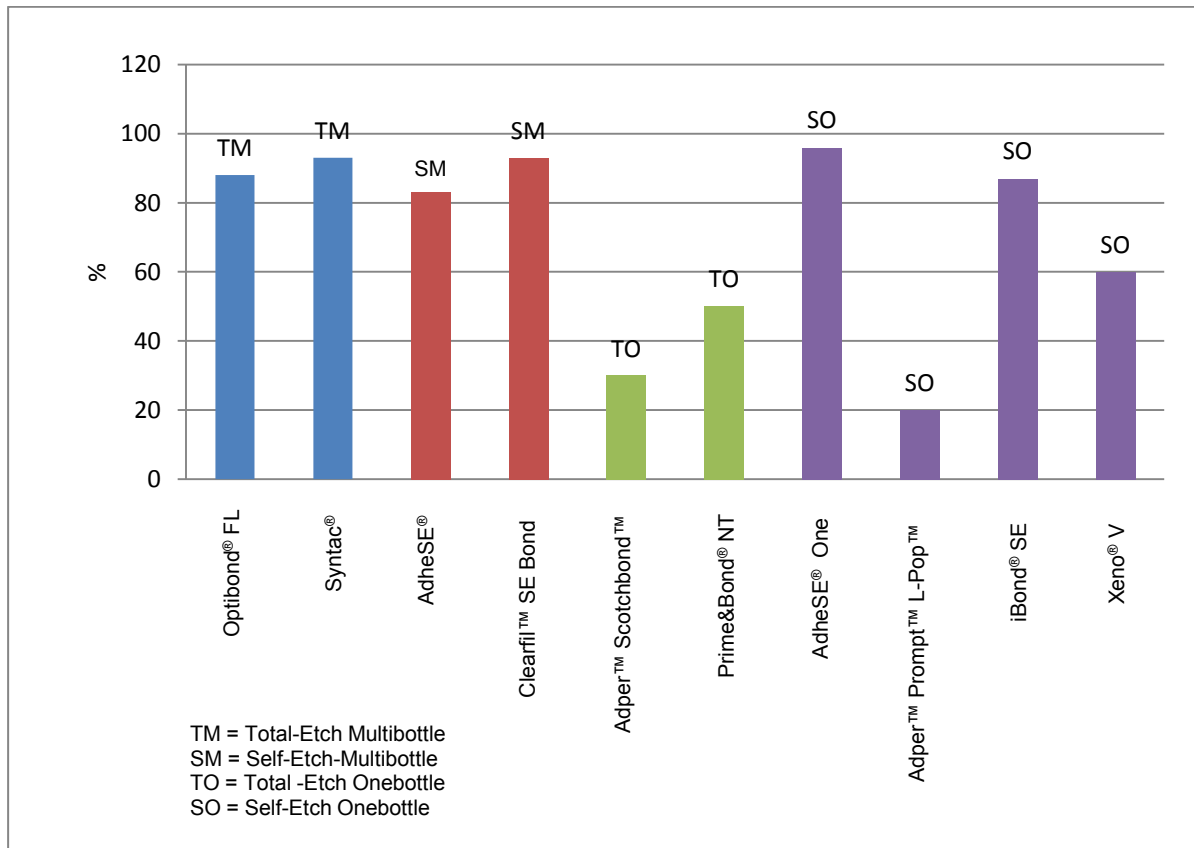


Abb. 11: Prozentuales Verhältnis der Druck-Scherfestigkeiten nach Ethanolvorbehandlung im Vergleich zum Ausgangswert

5.1.3.2 Vorbehandlungsmittel Wasserstoffperoxid

Es kam bei allen Systemen zu einem Abfall der Haftung. Bei Optibond[®] FL, Prime&Bond[®] NT und Syntac[®] erreichten die Druck-Scherfestigkeiten noch 60 – 87 % verglichen zum Ausgangswert. Bei allen anderen Systemen betrug die Reduzierung der Haftwerte 60 – 80 %.

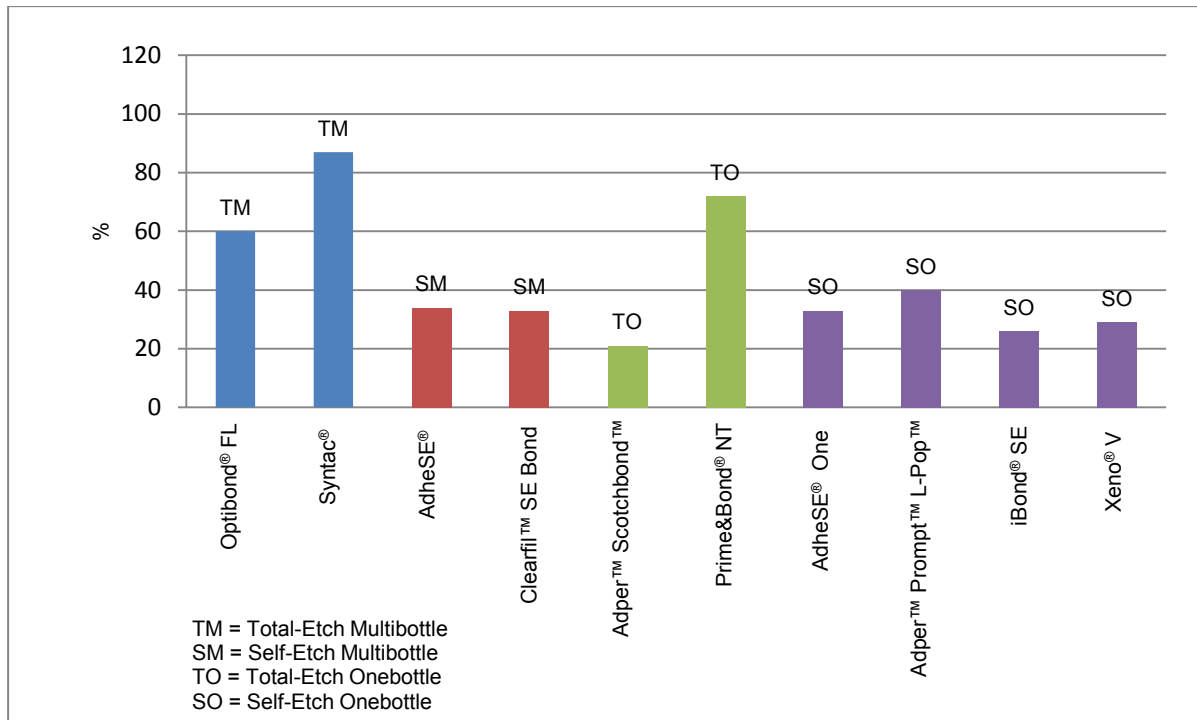


Abb. 12: Prozentuales Verhältnis der Druck-Scherfestigkeiten nach Wasserstoffperoxidvorbehandlung im Vergleich zum Ausgangswert

5.1.3.3 Vorbehandlungsmittel Chlorhexidin

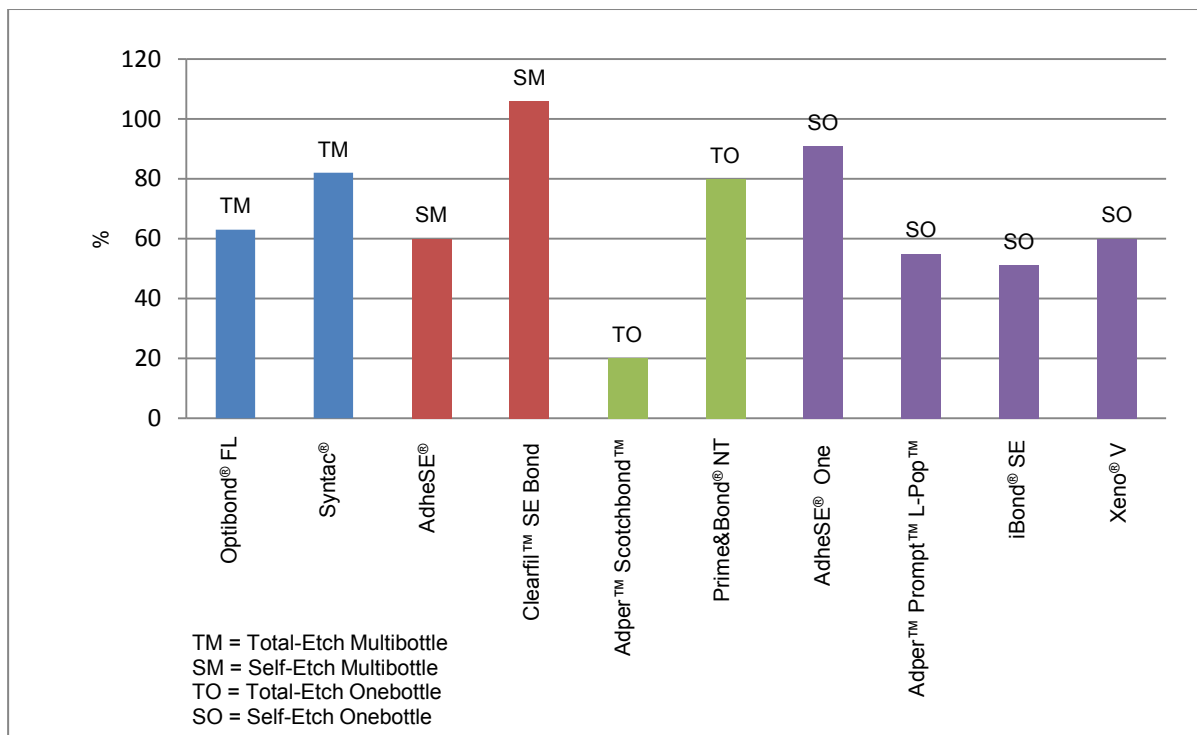


Abb. 13: Prozentuales Verhältnis der Druck-Scherfestigkeiten nach Chlorhexidinvorbehandlung im Vergleich zum Ausgangswert

Bei Clearfil® SE Bond kam es zu einem kleinen nicht signifikanten Anstieg der Haftung. Eine Verminderung der Druck-Scherfestigkeiten um 10 – 20 % wurden bei AdheSE® One, Prime&Bond® NT und Syntac® verzeichnet. Alle anderen Systeme erreichten noch 20 – 60 % der Haftung verglichen mit dem Ausgangswert.

Alle Messwerte sind mit dazugehörigen Zahlenwerten als Mittelwert und mit der Standardabweichung im Tabellenanhang zu finden. Die Ergebnisse der Signifikanztests sind dort ebenfalls aufgeführt.

5.2 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Da die rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen nur an ausgewählten Beispielen und zur Unterstützung bzw. Veranschaulichung der Messergebnisse durchgeführt worden sind, sind die daraus entstandenen Aufnahmen nachfolgend in unterschiedlichen, nicht einheitlichen Vergrößerungen abgebildet.

5.2.1 Dünnschliffpräparate

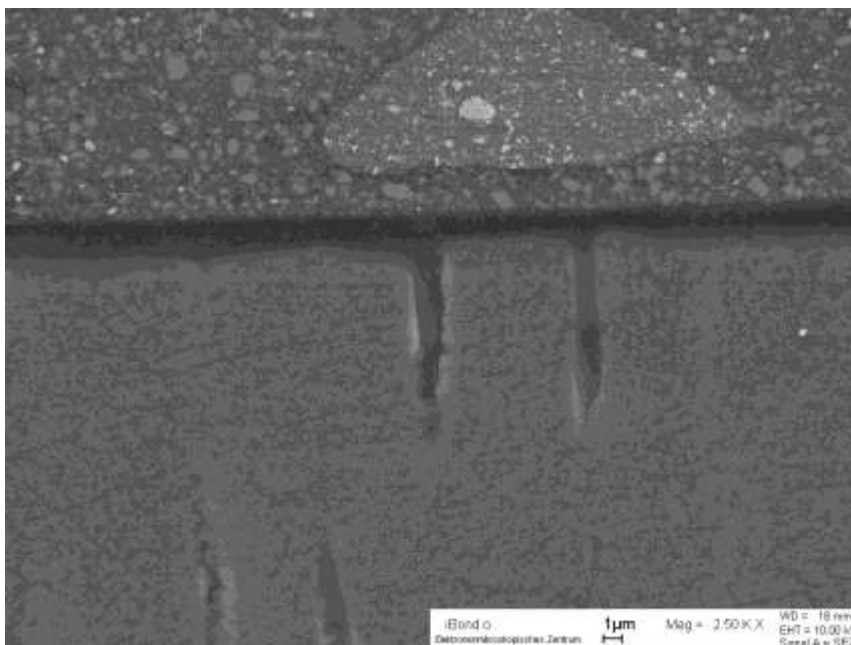


Abb. 14: Darstellung des Adhäsiv-Verbundes im Dünnschliffpräparat ohne Vorbehandlung des Dentins und Anwendung von iBond® SE, 25000 fache Vergrößerung

In Abb. 14 lag eine durchgängig intakte Klebefläche vor. Sie war etwa 1 – 2 µm dick. Es befanden sich keine Einschlüsse darin.

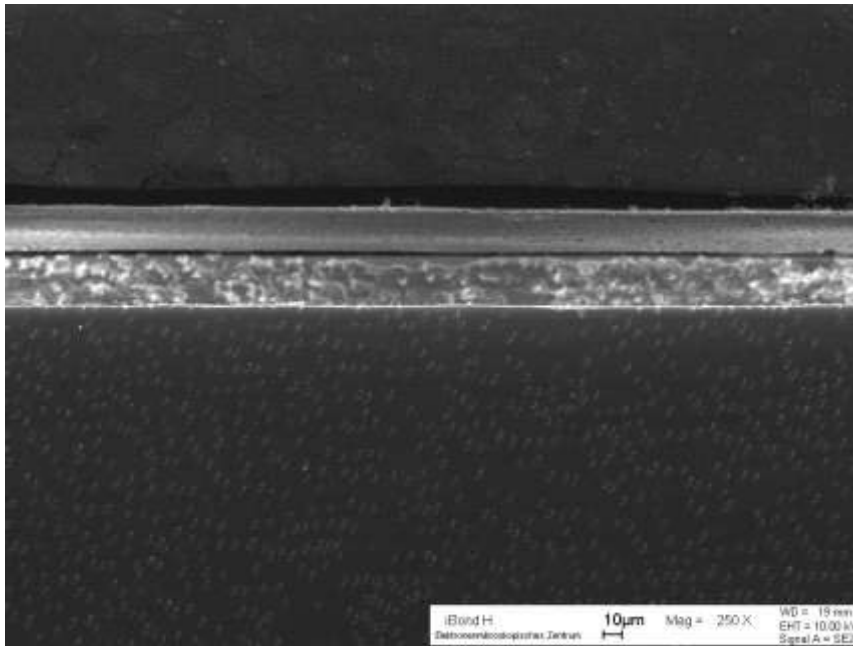


Abb. 15: Darstellung des Adhäsiv-Verbundes im Dünnschliffpräparat nach Vorbehandlung des Dentins mit Wasserstoffperoxid und Anwendung von iBond® SE, 250 fache Vergrößerung

Die Klebefläche in Abb. 15 war durchgängig zwischen Dentin und Adhäsiv gerissen. Sie war außerdem dicker als ohne Vorbehandlung des Dentins. Es waren diverse Einschlüsse vorhanden.

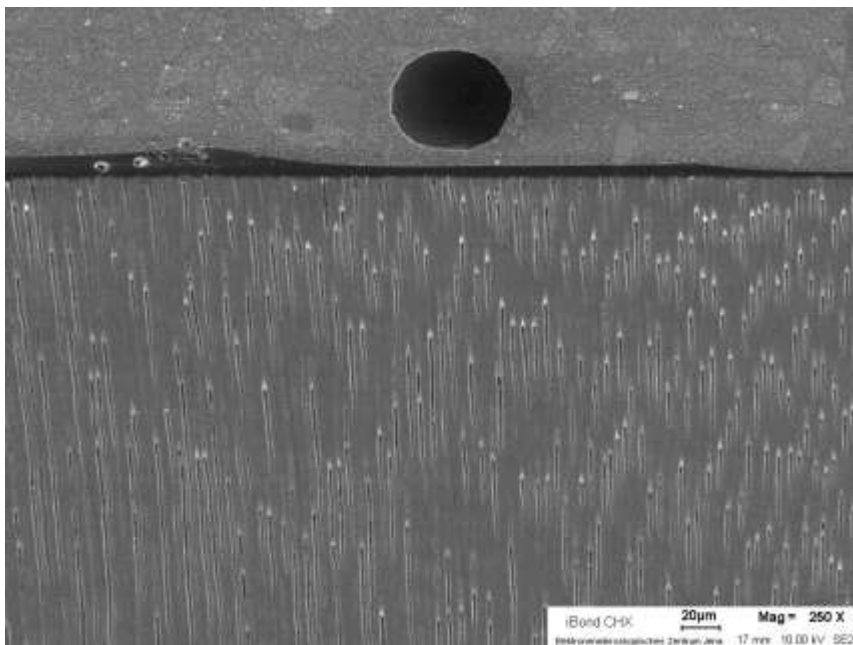


Abb. 16: Darstellung des Adhäsiv-Verbundes im Dünnschliffpräparat nach Vorbehandlung des Dentins mit Chlorhexidin und Anwendung von iBond® SE, 250 fache Vergrößerung

Die Klebefläche in Abb. 16 war gegenüber derjenigen ohne Vorbehandlung verbreitert. Es konnten teilweise Einschlüsse registriert werden.

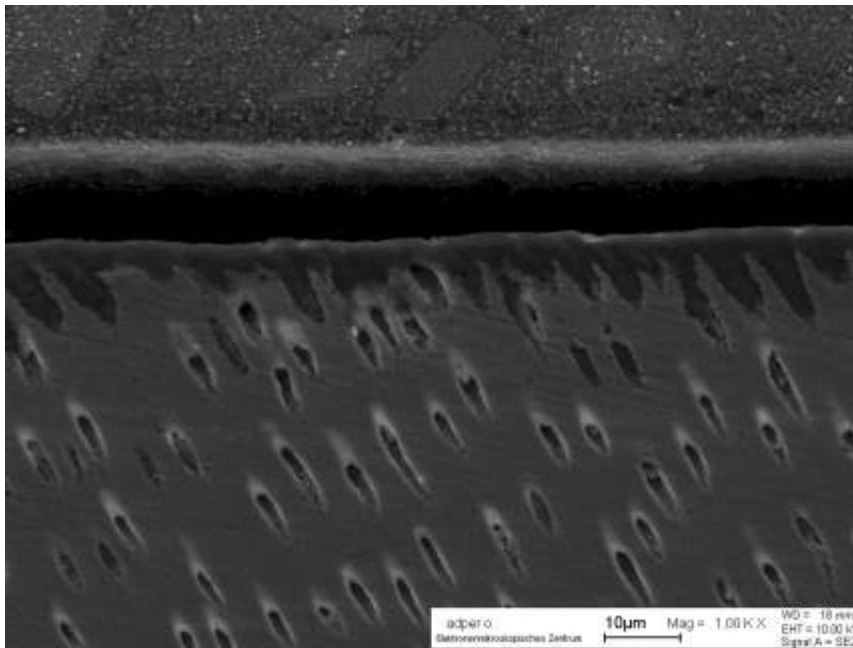


Abb. 17: Darstellung des Adhäsiv-Verbundes im Dünnschliffpräparat ohne Vorbehandlung des Dentins und Anwendung von Adper™ Scotchbond™ 1 XT, 10000 fache Vergrößerung

In Abb. 17 lag eine intakte Klebefläche vor. Sie war ca. 7 µm dick. Es befanden sich keine Einschlüsse darin.

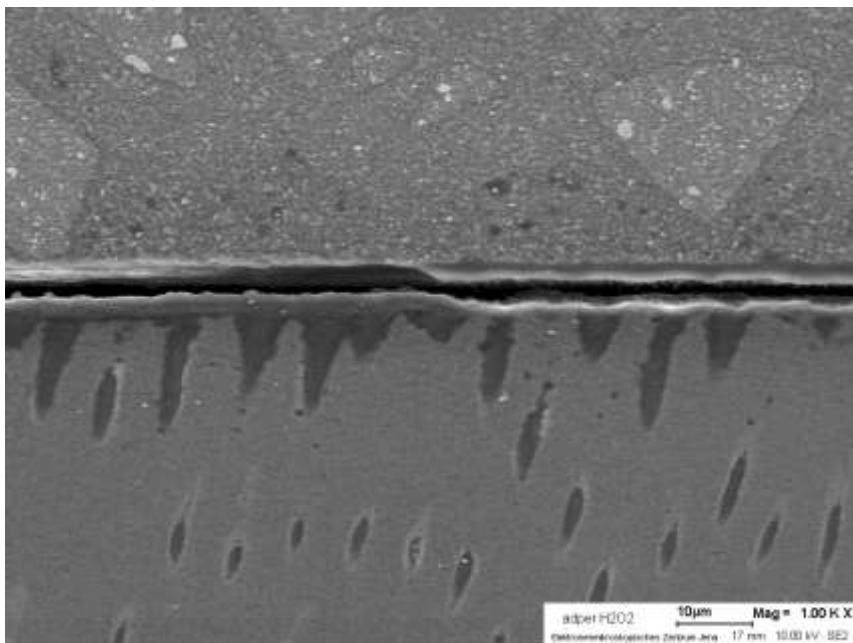


Abb. 18: Darstellung des Adhäsiv-Verbundes im Dünnschliffpräparat nach Vorbehandlung des Dentins mit Wasserstoffperoxid und Anwendung von Adper™ Scotchbond™ 1 XT, 10000 fache Vergrößerung

Die Klebefläche in Abb. 18 war zwischen Dentin und Adhäsiv durchgehend gerissen. Es bestand zum Teil keinerlei Kontakt.

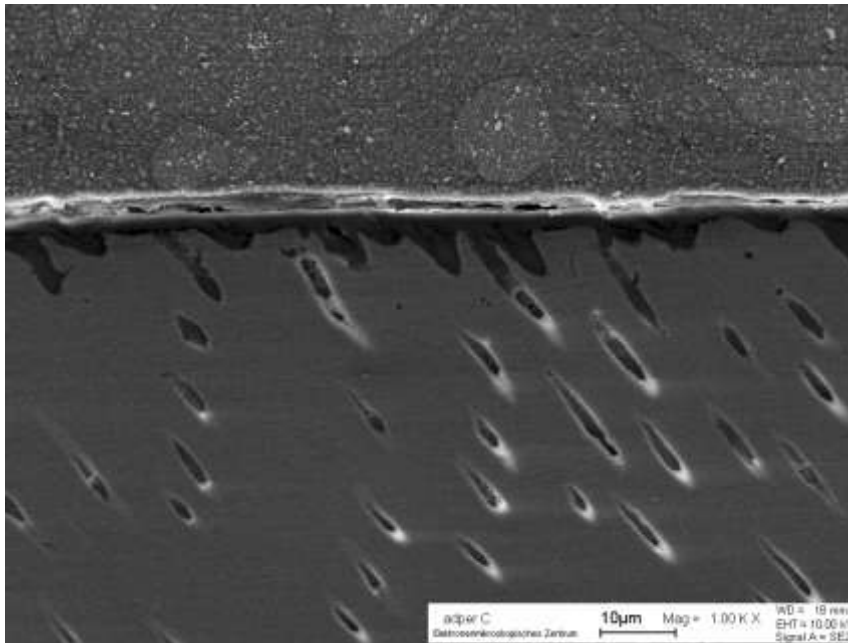


Abb. 19: Darstellung des Adhäsiv-Verbundes im Dünnschliffpräparat nach Vorbehandlung des Dentins mit Chlorhexidin und Anwendung von Adper™ Scotchbond™ 1 XT, 10000 fache Vergrößerung

Die Klebefläche in Abb. 19 war teilweise gerissen und teilweise intakt. Die Breite war ähnlich der ohne Vorbehandlung des Dentins. Es waren zum Teil Einschlüsse vorhanden.

5.2.2 Darstellung der Tags

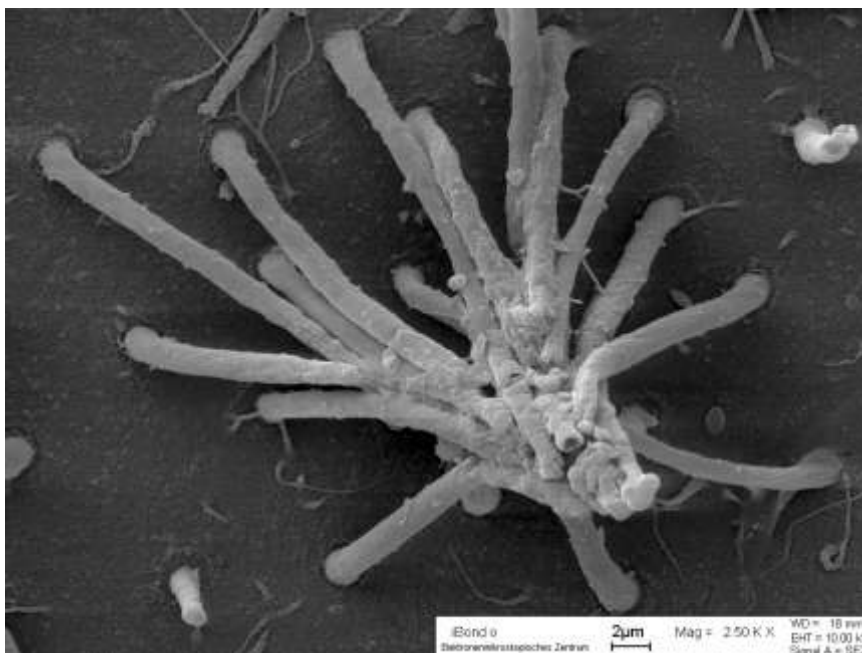


Abb. 20: Darstellung der Tags ohne Vorbehandlung des Dentins und Anwendung von iBond® SE, 25000 fache Vergrößerung

Die Toplänge der Tags in Abb. 20 betrug ca. 22 μm . Die kürzesten Tags waren 8 μm lang. Insgesamt waren sie gleichmäßig über die gesamte Verbundschicht verteilt.

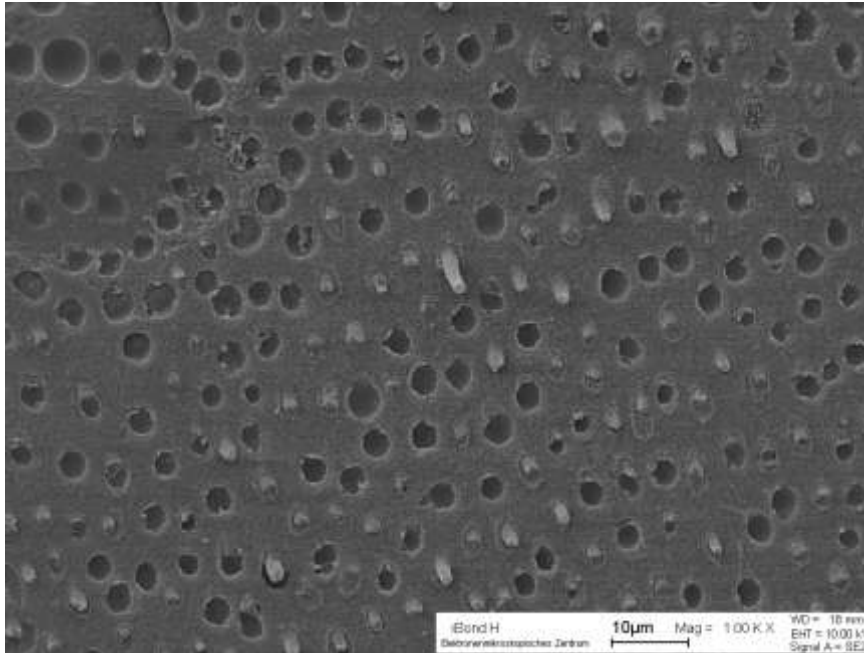


Abb. 21: Darstellung der Tags nach Vorbehandlung des Dentins mit Wasserstoffperoxid und Anwendung von iBond® SE, 10000 fache Vergrößerung

Die längsten Tags in Abb. 21 waren ca. 6 μm . Viele von ihnen waren auch kürzer. Insgesamt waren nur wenig Tags ausgebildet. In den Dentintubuli kam es zur Blasenbildung.

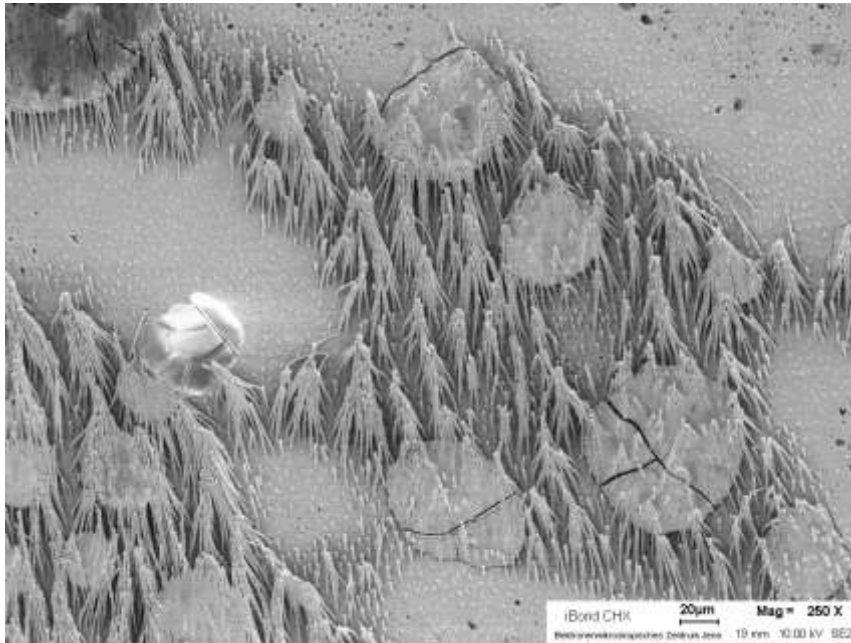


Abb. 22: Darstellung der Tags nach Vorbehandlung des Dentins mit Chlorhexidin und Anwendung von iBond® SE, 250 fache Vergrößerung

Die Tags in Abb. 22 waren insgesamt länger als nach der Wasserstoffperoxidvorbehandlung. Etwa auf der Hälfte der Verbundfläche wurden Tags ausgebildet. Die Dentinkanälchen sind teilweise nicht mit Adhäsiv gefüllt.

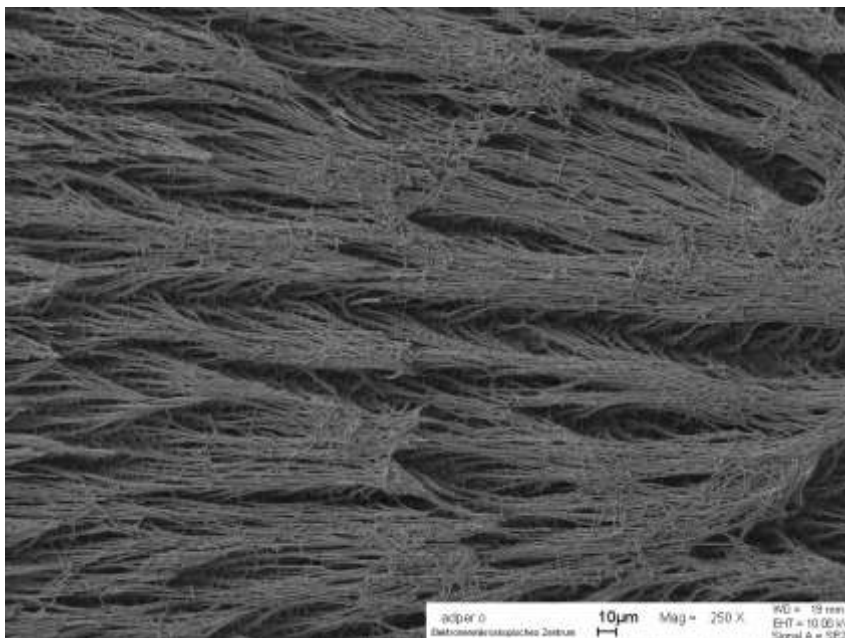


Abb. 23: Darstellung der Tags ohne Vorbehandlung des Dentins und Anwendung von Adper™ Scotchbond™ 1 XT, 250 fache Vergrößerung

Die Toplänge der Tags in Abb. 23 betrug ca. 70 μm. Sie waren sehr dicht ausgebildet. Das Muster ist nahezu optimal.

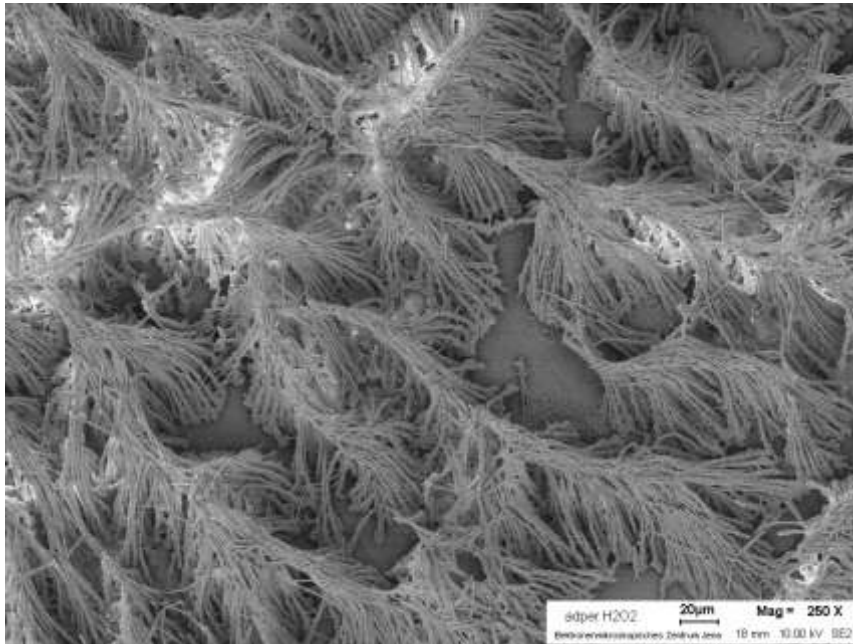


Abb. 24: Darstellung der Tags nach Vorbehandlung des Dentins mit Wasserstoffperoxid und Anwendung von Adper™ Scotchbond 1 XT, 250 fache Vergrößerung

Die Tags in Abb. 24 waren gegenüber denen ohne Vorbehandlung wesentlich kürzer. Das Muster war unregelmäßig und nicht so dicht.

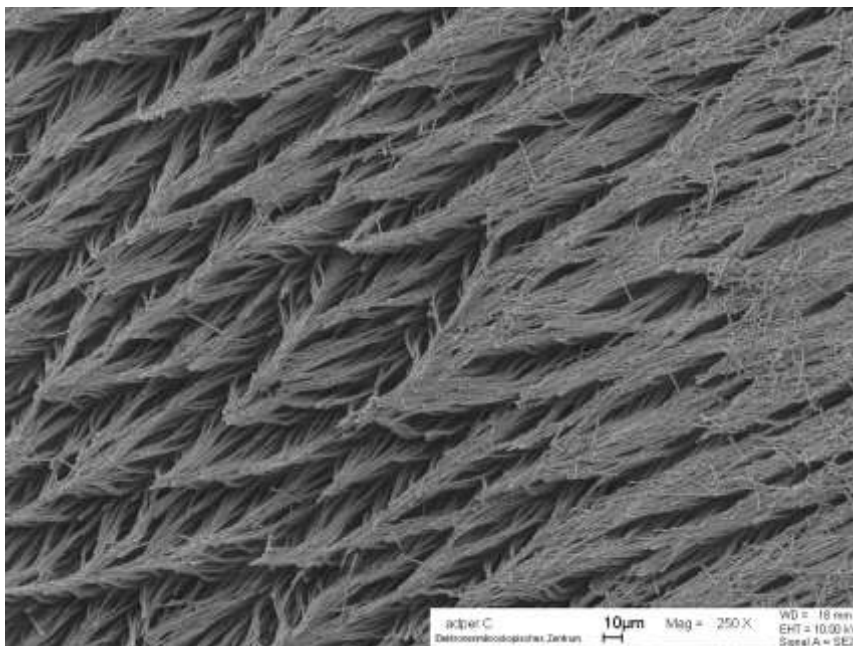


Abb. 25: Darstellung der Tags nach Vorbehandlung des Dentins mit Chlorhexidin und Anwendung von Adper™ Scotchbond™ 1 XT, 250 fache Vergrößerung

Die Toplänge der Tags in Abb. 25 betrug ca. 65 µm. Das Muster war gleichmäßig, aber nicht ganz so dicht wie ohne Vorbehandlung des Dentins.

6 Diskussion

6.1 Druck-Scherfestigkeit

Zur Prüfung der Haftung von Dentinadhäsiven gibt es verschiedene Möglichkeiten (Scherversuch, Zugversuch, Ausstoßversuch, Miniaturzugversuch in Sanduhr- oder Stäbchen-Form). Für diese Arbeit ist der gut standardisierte Scherversuch gewählt worden, da er relativ einfach und schnell durchzuführen ist und weil sehr viele Vergleichsstudien existieren (Frankenberger 2001). Nachteile dieses Versuches sind inhomogene Spannungsverteilungen und das Auftreten von Kerbspannungen und Biegemomenten innerhalb der Klebefläche beim Abscheren (Haller 1994). Weiterhin wird die Polymerisationsschrumpfung nicht berücksichtigt und es kann ab einer Scherspannung von ca. 15 MPa zu Ausrissen des Dentins kommen (Frankenberger 2001). Kommt es beim Scherversuch zu einem Dentinausriss oder zu einem Kohäsionsbruch des Kompositzylinders, entspricht der ermittelte Wert nicht der Spannung, die zum Versagen des Adhäsivs nötig ist (Soltész und Schäfer 2001). Oft kann man nicht genau zwischen einem Adhäsions- und Kohäsionsbruch unterscheiden (Schreiner et al. 1998). Dies kann zu einer Verschiebung der Ergebnisse führen. Alle diese Aspekte werden bei den weiteren Betrachtungen nicht mehr berücksichtigt. Aufgrund fehlender Normierung der Versuchsparameter kommen verschiedene Autoren mit denselben Materialien zu teilweise erheblich unterschiedlichen Resultaten. Ein direkter Vergleich der Ergebnisse aus verschiedenen Studien ist damit praktisch unmöglich (Haller 1994, El-Housseiny und Jamjoum 2000). Trotzdem sollen in den nachfolgenden Diskussionen Vergleiche mit vorhandenen Studien, in denen Druck-Scherfestigkeitsuntersuchungen angewandt wurden, vorgenommen werden, um Tendenzen aufzuzeigen. Werte aus methodisch verschiedenen Verfahren können generell niemals miteinander verglichen werden, weil die Unterschiede zwischen den einzelnen Präparaten kleiner sein können als die verfahrensspezifischen Unterschiede (Ernst 2001).

Jegliche Fehler bei der Verarbeitung der Dentinadhäsive, der Herstellung der Prüfkörper sowie der Durchführung des Scherversuchs werden bei den nachfolgenden Betrachtungen ausgeschlossen.

Da für die Herstellung der Prüfkörper nur ein Komposit verwendet worden ist, konnte nicht für jedes Dentinadhäsiv das vom Hersteller empfohlene Komposit benutzt

werden. Dies könnte die Leistungsfähigkeit des Adhäsivs negativ beeinflussen, da die Produktketten üblicherweise aufeinander abgestimmt sind (Schäfer 1999). Andererseits führt die Verwendung von nur einem Komposit zu einer Standardisierung der Versuchsdurchführung, die eventuelle Einflüsse verschiedener Komposite auf die Messwerte umgeht.

Das Alter des Dentins bzw. der Zähne hat keinen Einfluss auf die Haftung (Burrow 1994).

Das Präparationsmuster hat einen Einfluss auf die Haftung (Tanumiharja et al. 2000). Durch die Anwendung normierter Versuchsbedingungen, wie z. B. einer Schleif- und Poliermaschine sowie genormtem Korundpapier bei der Präparation der Dentinoberfläche, kann dieser Aspekt vernachlässigt werden.

Die Haftfestigkeit verschiedener Dentinadhäsive kann nach Wasserlagerung abnehmen (Blunck und Roulet 1997) und somit die Ergebnisse negativ beeinflussen. Da in dieser Untersuchung die Prüfkörper nur 24 Stunden in physiologischer Kochsalzlösung gelagert worden sind, wird ein möglicher Einfluss der Wasserlagerung auf die Ergebnisse nicht berücksichtigt. In dieser Arbeit gibt es nur Vergleiche der Haftfestigkeiten unmittelbar nach der Eingliederung.

Die Dentintiefe und Dentinfeuchtigkeit haben ebenfalls einen Einfluss auf die Haftung (Haller et al. 1992, Friedl et al. 1995). Aufgrund der Präparation sowie der Struktur des Dentins sind Unterschiede zwischen den einzelnen Prüfkörpern anzunehmen, welche die Ergebnisse ebenso beeinflussen können.

Aber generell haben weder Dentintiefe, Dentinfeuchtigkeit, Lagerungszeit oder Material allein einen signifikanten Einfluss auf die Haftung (Friedl et al. 1995).

Die Lichtintensität bei der Photopolymerisation hat keinen Einfluss auf die Haftung (Shinkai et al. 2008).

Die Anwendung der Wet-bonding-Technik wird allgemein empfohlen, da hier die besten Resultate erzielt werden (Frankenberger 1996, Guzman et al. 1997). Sie hat ebenfalls Einfluss auf die Haftung (Gwinnett 1992, Gwinnett 1994). Bei der Anwendung dieser Technik ist die Beurteilung, ob die Dentinoberfläche die richtige Feuchtigkeit hat, sehr subjektiv. Deswegen kann es auch hier Schwankungen geben, welche die Ergebnisse beeinflussen. Da alle Prüfkörper dieser Versuchsreihen von

einer Person hergestellt worden sind, ist von einer guten Standardisierung auszugehen.

Prinzipiell findet man in der Fachliteratur nur sehr wenige Vergleichsstudien zur Thematik der Kavitätendesinfektion in Verbindung mit Dentinadhäsiven, was die Einschätzung und Wertung der Ergebnisse erschwert.

6.1.1 Systemeinteilung nach Arbeitsschritten

6.1.1.1 Total-Etch Multibottle Systeme

Insgesamt zeigten beide Dentinadhäsive eine geringe Empfindlichkeit gegenüber den verschiedenen Vorbehandlungsmitteln. Trotzdem kam es bei beiden zu einem moderaten Abfall der Haftung nach jeder Vorbehandlung. Dies könnte an der jeweils separaten Applikation der einzelnen Komponenten liegen, da so der Einfluss des Vorbehandlungsmittels abgeschwächt wird. Die Werte waren insgesamt hoch und lassen auf einen guten Haftverbund zwischen Adhäsiv und Dentin schließen.

Die geringe Schwankung der Messwerte von Optibond® FL führt dazu, dass es international in Studien häufig als Referenzprodukt eingesetzt wird (Haller und Blunck 2003). Der ermittelte Ausgangswert von 15,3 MPa findet sich ähnlich oder noch höher in der Literatur (Heraeus 2008, Haller 1997, Hagge und Lindemuth 2001). Vergleichsstudien zur Haftung nach Vorbehandlung des Dentins sind nicht gefunden worden.

Bei Syntac® lag der Ausgangswert mit 10,1 MPa deutlich unter den Werten, die in der Literatur zu finden sind. Sie werden zwischen 14 und 28 MPa angegeben (Ernst et al. 1999, Meiers und Shook 1996, Chappell und Eick 1994, Frankenberger et al. 1997, Haß 2010). Gründe für diese Unterschiede wurden bereits im vorangegangenen Teilabschnitt erläutert. Einen Abfall der Haftung nach Wasserstoffperoxid- und Chlorhexidinvorbehandlung des Dentins finden sich ebenfalls bei anderen Autoren (Ernst et al. 1999, Meiers und Shook 1996). Die Benetzungsfähigkeit der Dentinoberfläche durch die hydrophilen Bestandteile soll durch Chlorhexidinvorbehandlung nicht beeinflusst werden (Meiers und Kresin 1996).

6.1.1.2 Self-Etch Multibottle Systeme

Bei beiden Dentinadhäsiven war ein deutlicher Abfall der Haftung nach Wasserstoffperoxidvorbehandlung zu erkennen. Der fehlende Ätz- und Spülvorgang könnte eine Erklärung dafür sein. Die Verwendung von Ethanol als Kavitätendesinfektionsmittel scheint in dieser Gruppe nur einen geringen Einfluss zu haben. Dies könnte auf die separate Applikation des wasserhaltigen Primers zurückzuführen sein, da dieser der wasserentziehenden Eigenschaft des Ethanols entgegenwirkt. Weil nach der Chlorhexidinvorbehandlung die Ergebnisse stark auseinander driften, ist eine objektive Einschätzung hier nicht möglich.

Der Ausgangswert von Clearfil™ SE Bond war mit 14,8 MPa nahezu identisch mit dem in der Literatur (Hagge und Lindmuth 2001, Heraeus 2008). Deswegen scheinen diese Ergebnisse aussagekräftig zu sein.

Bei AdheSE® lag der ermittelte Ausgangswert von 12 MPa teilweise deutlich unter denen in der Literatur (Heraeus 2008, Ivoclar Vivadent 2007, Haß 2010). Dies könnte daran liegen, dass in dieser Untersuchung eventuell schon ein weiterentwickeltes AdheSE® verwendet worden ist, welches im Gegensatz zu dem in der Literatur vielleicht empfindlicher geworden ist.

6.1.1.3 Total-Etch Onebottle Systeme

Da bei ExciTE® der Ausgangswert mit 3,3 MPa extrem niedrig war und alle Ergebnisse keine Signifikanzen aufwiesen, werden diese in den weiteren Betrachtungen nicht mehr berücksichtigt. In anderen Studien zeigte ExciTE® sehr hohe Haftwerte von weit über 20 MPa (Garcia-Godoy 2000, Ivoclar Vivadent 2007). Eine plausible Erklärung für diese große Differenz scheint schwierig.

Die beiden anderen Dentinadhäsive dieser Gruppe zeigten einen Abfall der Haftung nach den verschiedenen Vorbehandlungen, wobei Adper™ Scotchbond™ 1 XT eine drastische Reduzierung der Haftwerte aufwies. Bei Prime&Bond® NT war die Verminderung der Dentinhaftung nur teilweise stark. Dies könnte auf die unterschiedlichen Lösungsmittel (Ethanol in Adper™ Scotchbond™ 1 XT, Azeton in Prime&Bond® NT) bzw. chemische Zusammensetzung der Adhäsive zurückzuführen sein.

Mit 11,5 MPa lag der Ausgangswert von Prime&Bond® NT teilweise deutlich unter den Werten in der Literatur (Garcia-Godoy 2000, Koch 2001, Schäfer 2000). Mögliche Ursachen dafür wurden bereits im ersten Teilabschnitt erläutert. Bezieht man sich auf die höheren Haftwerte von Prime&Bond® NT aus der Literatur sowie die Ergebnisse von Adper™ Scotchbond™ 1 XT, könnte man annehmen, dass die Adhäsive dieser Gruppe empfindlich auf Vorbehandlungsmaßnahmen des Dentins reagieren. Die Applikation von Primer und Adhäsiv in einem Arbeitsschritt könnte die Ursache dafür sein.

6.1.1.4 Self-Etch Onebottle Systeme

Insgesamt zeigten alle Dentinadhäsive dieser Gruppe meist eine Verminderung der Haftung nach der Anwendung der drei Vorbehandlungsmittel. Durch die Tatsache, dass alle Komponenten dieser Dentinhaftvermittler in einer Lösung vorliegen und nur ein Arbeitsschritt notwendig ist, scheinen diese Adhäsive sehr empfindlich gegenüber Einflüssen zu sein. Dieser Aspekt wird durch die große Varianz der Haftwerte in der Literatur bestätigt. Auch heute noch werden diese All-In-One-Adhäsive nicht uneingeschränkt empfohlen (Friedl 2010), was auf eine hohe Sensitivität dieser Produkte schließen lässt.

Außer bei AdheSE® One war bei allen anderen Adhäsiven dieser Gruppe ein deutlicher Abfall der Haftung zu verzeichnen. Da bei AdheSE® One der Ausgangswert mit 6,7 MPa deutlich unter den Werten in Vergleichstudien lag (Ivoclar Vivadent 2007, Dentsply 2009), könnte man diese Tendenz auch hier annehmen.

Die Adhäsive Adper™ Prompt™ L-Pop™, iBond SE® und Xeno® V waren unmittelbar vor dem Beginn der Untersuchungen in überarbeiteter Form neu auf den Markt gekommen und können somit nicht mit älteren Produkten aus der vorhandenen Literatur verglichen werden.

6.1.2 Lösungsmittel der Dentinadhäsive

6.1.2.1 Lösungsmittel Wasser

Außer bei Adper™ Prompt™ L-Pop™ und Xeno® V scheinen die wasserbasierenden Dentinadhäsive relativ unempfindlich gegenüber einer Ethanolvorbehandlung des Dentins zu sein. Da Ethanol aufgrund seiner Eigenschaften zur Austrocknung führt, kann dies durch die gute Re-wetting-Eigenschaft der wasserhaltigen Primer

ausgeglichen werden. Der stärkere Abfall der Haftung der beiden erstgenannten Adhäsive könnte wieder aus der Zugehörigkeit zu der Self-Etch Onebottle Gruppe resultieren.

Da nach Wasserstoffperoxidvorbehandlung alle Haftwerte deutlich abgesunken sind, zeigten alle wasserhaltigen Dentinadhäsive eine große Empfindlichkeit gegenüber H_2O_2 . Nur Syntac® bildet hier eine Ausnahme. Das Lösungsmittel Wasser hat so höchstwahrscheinlich keinen positiven Einfluss auf die Wasserstoffperoxidvorbehandlung des Dentins.

Aufgrund der sehr unterschiedlichen Ergebnisse nach der Vorbehandlung des Dentins mit Chlorhexidin kann hier kein eindeutiger Zusammenhang bzw. keine Tendenz zu dem Lösungsmittel Wasser festgestellt werden. Prinzipiell ist die Beeinflussung durch Chlorhexidin aber geringer als durch Wasserstoffperoxid.

6.1.2.2 Lösungsmittel Ethanol

Excite® wird wieder aus den oben genannten Gründen von den Betrachtungen ausgeschlossen.

Da wir bei Adper™ Scotchbond™ 1 XT und Optibond® FL nach allen Vorbehandlungen eine starke Verminderung der Haftwerte beobachtet hatten, scheint das Lösungsmittel Ethanol, aufgrund seines Austrocknungseffektes, eine große Empfindlichkeit gegenüber Kavitätendesinfektionsmitteln aufzuweisen. Der nicht ganz so drastische Abfall der Werte von Optibond® FL könnte wieder auf die Zugehörigkeit zur Gruppe der Total-Etch Multibottle Systeme zurückzuführen sein, wo durch Abspülen des Ätzens wieder eine Befeuchtung der Dentinoberfläche erfolgt.

6.1.2.3 Lösungsmittel Azeton

Da in dieser Gruppe sehr unterschiedliche Ergebnisse erzielt worden sind, lässt sich keine objektive Aussage zur Empfindlichkeit bzw. zum Einfluss des Lösungsmittels Azeton gegenüber den verschiedenen Vorbehandlungen des Dentins treffen. Es kann nur die Vermutung geäußert werden, dass das Lösungsmittel Azeton ebenfalls eine mehr oder weniger ausgeprägte Empfindlichkeit gegenüber Kavitätendesinfektionsmitteln zeigt.

6.1.3 Vorbehandlungsmittel

Bis auf einige Ausnahmen wurde die Haftung der Adhäsive nach Vorbehandlung des Dentins negativ beeinflusst. Durch die untersuchten Kavitätendesinfektionsmittel werden anscheinend strukturelle Veränderungen an den Dentinoberflächen vorgenommen, die für den teilweise starken Rückgang der Druck-Scherfestigkeiten verantwortlich sein könnten (Ernst et al. 1999). Die mögliche Verminderung der Fähigkeit der hydrophilen Bestandteile des Adhäsivs, die Dentinoberfläche zu benetzen, könnte eine weitere Ursache für den Abfall der Haftwerte sein (Meiers und Kresin 1996).

Excite® wird auch in diesem Kapitel aus den bereits oben genannten Gründen von den Betrachtungen ausgeschlossen.

6.1.3.1 Vorbehandlungsmittel Ethanol

Nach Ethanolvorbehandlung kam es bei allen Dentinadhäsiven zu einem mehr oder weniger starken Abfall der Haftwerte. Dies wird höchstwahrscheinlich dadurch bedingt, dass Ethanol das Wasser von der Dentinoberfläche verdrängt und es so zu einer Austrocknung kommt (Aktories et al. 2005). Dies wird durch große Flüchtigkeit von Ethanol an der Luft verstärkt (Lüllmann et al. 2006). Aufgrund dieser Eigenschaft bleiben aber auch nahezu keine Rückstände auf der Dentinoberfläche zurück, was als positiv zu bewerten ist.

Bei den Multibottle Adhäsiven war die Haftverminderung relativ gering. Durch die separate Applikation des hydrophilen Primers kann die Dentinoberfläche besser wiederbefeuchtet werden.

Da bei allen Onebottle Adhäsiven die Haftwerte größtenteils stärker abgefallen waren, lässt sich die Vermutung äußern, dass diese empfindlicher gegenüber einer zu trockenen Dentinoberfläche sind. Das Primer-Adhäsiv-Gemisch kann die Oberfläche wahrscheinlich nicht genug wiederbefeuchten.

6.1.3.2 Vorbehandlungsmittel Wasserstoffperoxid

Nach der Wasserstoffperoxidvorbehandlung kam es bei allen Dentinadhäsiven zu einem Abfall der Haftung. Bis auf einige Ausnahmen war die Verminderung der Druck-Scherfestigkeit sehr stark. Wasserstoffperoxid kann den Lichtinitiator

Campherchinon im Adhäsiv angreifen (Ivoclar Vivadent 2007). Dies wäre eine mögliche Ursache für die Haftverminderung. Weiterhin wird für Wasserstoffperoxid ein kollagenolytischer Effekt diskutiert. Das partielle Herauslösen von Kollagenbestandteilen aus der Dentinoberfläche könnte zum Abfall der Haftung führen. Durch die Freisetzung von nativen bzw. atomaren Sauerstoff kann es zu einer Erhöhung des Sauerstoffpartialdruckes im interubulären Dentin kommen, welcher eine erschwerte Penetration des Adhäsivs in das intertubuläre Dentin entgegen dem Sauerstoffdruck zur Folge haben könnte (Ernst et al. 1999). Der Verschluss der Dentintubuli durch den freigesetzten Sauerstoff wäre ebenfalls denkbar, was auch zur Behinderung der Adhäsivpenetration führen könnte. Eine Verminderung der Haftung wäre so ebenso zu erklären. Insgesamt hat Wasserstoffperoxid einen negativen Effekt auf die Dentinhaftung von Adhäsiven (Ercan et al. 2009).

Die Total-Etch Multibottle Adhäsive zeigten gegenüber den anderen Systemen den geringsten Abfall der Haftung. Durch die separate Applikation der einzelnen Komponenten in drei oder vier Schritten scheint die Empfindlichkeit gegenüber einer möglichen strukturellen Veränderung des Dentins nach Wasserstoffperoxidvorbehandlung kleiner zu sein als bei den anderen Dentinadhäsiven.

Mit Ausnahme von Prime&Bond® NT scheinen alle Adhäsive der anderen Gruppen sehr anfällig gegenüber einer Vorbehandlung mit Wasserstoffperoxid zu sein. Die möglichen strukturellen Veränderungen des Dentins sind wahrscheinlich die Ursache für diesen Sachverhalt. Die Adhäsive dieser Gruppen können durch Zusammenführung der einzelnen Komponenten negative Einflüsse wahrscheinlich nur schlechter kompensieren als Total-Etch Multibottle Systeme. Die weniger ausgeprägte Empfindlichkeit von Prime&Bond® NT könnte einerseits durch das Lösungsmittel Azeton andererseits aber auch durch die Anwendung der Total-Etch Technik erklärt werden. Generell scheinen alle Total-Etch Systeme eine geringere Empfindlichkeit gegenüber Wasserstoffperoxid haben.

6.1.3.3 Vorbehandlungsmittel Chlorhexidin

Ob Chlorhexidin einen eher positiven oder eher negativen Effekt in Verbindung mit Dentinadhäsiven hat, ist bislang noch nicht völlig geklärt (Frankenberger 2009). Dies

spiegelt sich auch in den vorliegenden Ergebnissen wieder. Bei einem Teil der Adhäsive zeigte sich kein oder nur einen geringer Einfluss der Chlorhexidinvorbehandlung auf die Haftung. Der andere Teil zeigte einen starken Abfall der Druck-Scherfestigkeit. Da Chlorhexidin von der Zahnhartsubstanz adsorbiert werden kann, ist dieser Effekt eine mögliche Ursache für die unterschiedlichen Ergebnisse. Ob Chlorhexidin strukturelle Veränderungen der Dentinoberfläche hervorruft oder mit Komponenten des Adhäsivs reagiert, ist in der vorhandenen Literatur nicht nachgewiesen. Über die Ursachen, warum Chlorhexidin die Haftung von Dentinadhäsiven beeinflusst, kann also nur spekuliert werden. Die Konzentration spielt bei der Beeinflussung der Dentinhaftung keine Rolle (Breschi et al. 2009).

Mit den vorhandenen Ergebnissen kann Chlorhexidin insgesamt gesehen trotzdem ein negativer Effekt auf die Dentinhaftung nachgewiesen werden. Dies wird in der Literatur bestätigt (Magni et al. 2008, Ercan et al 2009). Viele Autoren behaupten, dass Chlorhexidin keinen Einfluss auf die Dentinhaftung hat (Janda 1996, El-Housseiny und Jamjoum 2000, Ernst et al. 1999, Say et al. 2004, Carrilho et al. 2007). Teilweise wird auch von einem positiven Effekt berichtet (Pappas et al 2005, Çelik et al. 2009). Somit lässt sich im Moment keine eindeutige Aussage über die Empfindlichkeit von Adhäsiven nach Vorbehandlung des Dentins mit Chlorhexidin treffen.

Auch innerhalb der einzelnen Gruppen der Dentinadhäsive zeigten sich unterschiedliche Ergebnisse. Somit scheint es keinen Zusammenhang zwischen der Gruppenzugehörigkeit der Adhäsive und der Vorbehandlung des Dentins mit Chlorhexidin zu geben.

6.2 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen

Da die rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen nur an ausgewählten Beispielen und zur Unterstützung bzw. Veranschaulichung der Messergebnisse durchgeführt worden sind, ist die Aussagekraft der Aufnahmen im Vergleich zu den eigentlichen Messwerten als geringfügiger einzuschätzen.

6.2.1 Dünnschliffpräparate

Die Bilder ohne Vorbehandlung des Dentins zeigten bei beiden Adhäsiven eine nahezu optimale Ausbildung des Dentin-Adhäsiv-Komposit-Verbundes. Da die entsprechenden Haftwerte jeweils relativ hoch waren, werden diese durch die Aufnahmen bestätigt. Die unterschiedliche Dicke der Adhäsivschicht könnte durch verschiedene Größen bzw. Anzahl der Füllkörper bedingt sein. Ist die Viskosität des Adhäsivs sehr hoch, kann es beim Verblasen der Adhäsivschicht ebenfalls zu Unterschieden in der Dicke kommen, was die Haftung aber nicht negativ beeinflusst. Da in beiden Fällen keine Einschlüsse zu erkennen waren und die Schichten relativ gleichmäßig waren, scheinen auch in der Verarbeitung keine Fehler passiert zu sein. Die ermittelten Druck-Scherfestigkeiten dürften von daher nahezu das Maximum der möglichen Haftung darstellen. Unter diesem Aspekt steigt die Aussagekraft der Ergebnisse, da die Ausgangswerte die Referenzpunkte für die Vergleiche mit den übrigen Messwerten nach den unterschiedlichen Vorbehandlungen darstellen.

Nach der Wasserstoffperoxidvorbehandlung war bei Adper™ Scotchbond™ 1 XT und iBond® ein durchgehender Riss zwischen Dentin und Adhäsiv zu erkennen. Dieser Riss bestätigt die Vermutung, dass Wasserstoffperoxid einen kollagenolytischen Effekt auf das Dentin haben könnte. Die so möglicherweise entstandenen strukturellen Veränderungen der Dentinoberfläche könnten eine Penetration des Adhäsivs verhindern bzw. beeinträchtigen. Ein erhöhter Sauerstoffpartialdruck im intertubulären Dentin durch freigesetzten Sauerstoff des Wasserstoffperoxids kann die Penetration des Adhäsivs ebenfalls erschweren. Die Ausbildung eines Haftverbundes wäre so nur eingeschränkt möglich. Dieser Sachverhalt wird durch den starken Abfall der Haftung im Vergleich zu den Ausgangswerten bestätigt. Die teilweise vorhandenen Einschlüsse in der Adhäsivschicht könnten wiederum durch freigesetzten Sauerstoff bedingt worden sein.

Bei iBond® SE waren im Dünnschliffpräparat nach Chlorhexidinvorbehandlung keine deutlichen Veränderungen zu erkennen. Die vorhandenen Einschlüsse in der Adhäsivschicht könnten durch das Chlorhexidin entstanden sein. Dies ist sicher aber nicht die Hauptursache für die Verminderung der Haftung gegenüber des Ausgangswertes. Aus der Aufnahme lässt sich also nicht direkt erklären, weshalb es zu einem Abfall der Druck-Scherfestigkeit kam. Bei Adper™ Scotchbond™ 1 XT war

nach Chlorhexidinvorbehandlung teilweise ein Riss zwischen Dentin und Adhäsivschicht vorhanden. Damit könnte die sehr starke Haftverminderung im Vergleich zum Ausgangswert erklärt werden. Einschlüsse in der Adhäsivschicht könnten wieder durch Chlorhexidin bedingt sein. Die Unterschiede in den beiden Aufnahmen bestätigten wieder die verschiedenen Aussagen in der Literatur bezüglich der Beeinflussung des Chlorhexidins auf die Haftung von Dentinadhäsiven zur Zahnhartsubstanz. Eine eindeutige Behauptung lässt sich aufgrund der vorliegenden Untersuchungen demnach nicht formulieren.

6.2.2 Darstellung der Tags

Die Ausbildung der Tags ohne Vorbehandlung des Dentins war in beiden Fällen nahezu optimal. Bei Adper™ Scotchbond™ 1 XT sind die Tags allerdings wesentlich länger als bei iBond® SE. Dies könnte daran liegen, dass bei Adper™ Scotchbond™ 1 XT die Total-Etch-Technik angewendet wird und iBond® SE zu den Self-Etch Systemen gehört. Die daraus logisch resultierende höhere Haftung von Adper™ Scotchbond™ 1 XT spiegelte sich folgerichtig in den jeweiligen Haftwerten der beiden Adhäsive wieder. Andererseits muss erwähnt werden, dass die Tags nur teilweise für den Haftverbund verantwortlich sind. Nach Meinung vieler Autoren ist die Hybridschicht der Hauptmechanismus für die Adhäsion zwischen Komposit und Dentin (Touati 2001).

Nach Wasserstoffperoxidvorbehandlung waren in den beiden untersuchten Fällen die Tags deutlich kürzer ausgebildet. Bei iBond® SE war in sehr vielen Tubuli eine Blasenbildung zu erkennen. Dabei handelte es sich höchstwahrscheinlich um freigesetzten Sauerstoff aus dem Wasserstoffperoxid. Dadurch wurden die Dentinkanälchen verschlossen und somit konnte das Adhäsiv nicht einfließen und die Tags ausbilden. Die Abbildung 21 bestätigt so die Annahme aus den vorangegangenen Betrachtungen. Dies könnte eine weitere Erklärung für den Abfall der Haftung gegenüber dem Ausgangswert sein. Der freigesetzte Sauerstoff war vermutlich auch für das unregelmäßige Verteilungsmuster der Tags bei Adper™ Scotchbond™ 1 XT verantwortlich. Eine hieraus mögliche Haftminderung bestätigte sich wieder in der Reduzierung der Druck-Scherfestigkeit im Vergleich zum Ausgangswert.

Nach Chlorhexidinvorbehandlung sind in beiden Aufnahmen große Unterschiede zu erkennen. Bei iBond® SE waren etwa auf der Hälfte der Verbundfläche Tags ausgebildet worden, welche zusätzlich noch verkürzt waren. Anhand dieser Aufnahme könnte die Vermutung geäußert werden, dass auch Chlorhexidin in die Dentintubuli eindringt und diese verschliesst bzw. strukturelle Veränderungen an der Dentinoberfläche verursacht. Der hierdurch wahrscheinlich resultierende Abfall der Haftung zeigte sich in den Messwerten. Im Gegensatz dazu fielen die strukturellen Veränderungen bei Adper™ Scotchbond™ 1 XT nur leicht aus. Die Tags waren nur leicht verkürzt und die Dichte des Verteilungsmusters nahm ebenfalls nur geringfügig ab. Die trotzdem starke Verminderung der Haftung im Vergleich zum Ausgangswert lässt sich also nicht mit dieser Aufnahme erklären. Auch hier bestätigten die Unterschiede in den beiden Aufnahmen wieder die verschiedenen Auffassungen in der Literatur zur Empfindlichkeit von Adhäsiven gegenüber einer Vorbehandlung des Dentins mit Chlorhexidin. Aufgrund dieser Tatsache ist auch hier keine eindeutige Aussage möglich.

7 Schlussfolgerungen

Die Vielfalt von Dentinadhäsiven, die derzeit auf dem Markt erhältlich ist, zeigt, dass ein universell einsetzbares Adhäsiv, welches in allen Belangen nahezu optimale Eigenschaften besitzt, noch nicht zur Verfügung steht. Der Zahnarzt muss demnach darauf achten, für jede klinische Situation ein angemessenes Dentinadhäsiv zu verwenden.

Die Frage, ob eine Reinigung bzw. Desinfektion der Kavität vor der Applikation einer direkten Restauration durchgeführt werden muss, ist noch nicht beantwortet. Auch bei den Mitteln und Methoden zur Durchführung einer Kavitätendesinfektion gibt es keine einheitlichen Stellungnahmen.

Die Forschung und Entwicklung auf dem Gebiet der Dentinadhäsive ist heutzutage vornehmlich durch den Aspekt der Wirtschaftlichkeit geprägt. Eine vereinfachte Anwendung mit Minimierung der Techniksensitivität und eine Verkürzung der Applikationsdauer stehen im Vordergrund. Trotzdem sollte die Verbesserung der Haftung am Dentin sowie die Unempfindlichkeit gegenüber anderen Einflüssen weiterhin eine große Bedeutung bei der Weiterentwicklung der Adhäsive haben, denn nur so können optimale klinische Ergebnisse erzielt werden.

Betrachtet man nur die Ausgangswerte, so erzielten die untersuchten Dentinadhäsive insgesamt gute Ergebnisse. Auch die oft noch kritisch angesehenen Self-Etch Onebottle Adhäsive zeigten im Vergleich zu den bewährten Total-Etch Multibottle Adhäsiven, welche oft als Goldstandard bezeichnet werden (Haß 2010), gute Ergebnisse. Diese All-In-One Adhäsive sind demnach besser als ihr Ruf und sollten deshalb auch vermehrt klinisch zum Einsatz kommen. Die vorliegenden Untersuchungen haben gezeigt, dass die Adhäsive aus allen vier Gruppen (Total-Etch Multibottle, Self-Etch Multibottle, Total-Etch Onebottle und Self-Etch Onebottle) gute Haftwerte am Dentin erreichen können. Betrachtet man alle Parameter kann eine generelle Empfehlung, welche Adhäsive besser sind, nicht gegeben werden.

Führt man eine Kavitätendesinfektion durch, sollte danach ein Total-Etch Multibottle Adhäsiv verwendet werden, da diese durch die unterschiedlichen Vorbehandlungsmittel nur leicht negativ beeinflusst worden sind. Bei der Anwendung von Self-Etch Onebottle Adhäsiven sollte auf eine Vorbehandlung des Dentins generell verzichtet werden, weil diese Adhäsive größtenteils eine hohe

Empfindlichkeit gegenüber den unterschiedlichen Vorbehandlungsmitteln gezeigt haben. Bei Adhäsiven aus den anderen Gruppen ist bei der Verwendung in Verbindung mit einer Kavitätendesinfektion ebenfalls Vorsicht geboten.

Bei den wasserbasierenden Adhäsiven kann eine Vorbehandlung des Dentins mit Ethanol oder Chlorhexidin nur bedingt empfohlen werden. Auf eine Wasserstoffperoxidvorbehandlung sollte prinzipiell verzichtet werden.

Die Dentinadhäsive mit Ethanol als Lösungsmittel zeigten insgesamt eine hohe Empfindlichkeit gegenüber den unterschiedlichen Vorbehandlungsmitteln. Deswegen sollten sie nicht in Verbindung mit einer Kavitätendesinfektion zur Anwendung kommen.

Aufgrund der unterschiedlichen Ergebnisse lässt sich bei den azetonhaltigen Dentinadhäsiven keine eindeutige Aussage bezüglich der Empfindlichkeit gegenüber Vorbehandlungsmitteln treffen. Zu diesem Sachverhalt sind weitere Untersuchungen notwendig.

Ethanol als Vorbehandlungsmittel des Dentins sollte nur in Verbindung mit Multibottle Adhäsiven angewendet werden. Bei Onebottle Adhäsiven sollte auf eine Kavitätendesinfektion mit Ethanol prinzipiell verzichtet werden.

Auf eine Vorbehandlung des Dentins mit Wasserstoffperoxid sollte generell verzichtet werden. Die Wertigkeit dieser Aussage ist durch die eindeutigen Ergebnisse als relativ hoch anzusehen. Da in der Lehre Wasserstoffperoxid noch oft empfohlen wird, sollte es hier möglichst zu einem Umdenken kommen.

Eine eindeutige Aussage zur Anwendung von Adhäsiven in Verbindung mit einer Chlorhexidinvorbehandlung des Dentins zu treffen, ist schwierig. Die Ergebnisse der Untersuchungen waren sehr unterschiedlich. Dies wird durch die verschiedenen Auffassungen in der vorhandenen Literatur bestätigt. Die Verwendung von Chlorhexidin als Vorbehandlungsmittel kann, in Abhängigkeit vom jeweiligen Adhäsiv, also nur bedingt empfohlen werden. Obwohl schon eine große Anzahl von Studien vorliegt, sollte in diesem Bereich weiterhin geforscht werden, da Chlorhexidin in der Zahnheilkunde eine hohe Bedeutung hat.

Auch wenn die Vorbehandlung des Dentins in Verbindung mit Adhäsiven teilweise empfohlen werden kann, sollte unbedingt berücksichtigt werden, dass es trotzdem

immer zu einer Reduzierung der Haftung kommt. Es ist also in jedem Fall Vorsicht geboten. Die Anwendung eines Dentinadhäsivs nach der Kavitätendesinfektion sollte immer kritisch beurteilt werden. Das Lösungsmittel des Adhäsivs sowie dessen Gruppenzugehörigkeit müssen dabei stets in die Betrachtungen einbezogen werden.

Da Phosphorsäure eine antibakterielle Wirkung zugesprochen wird, sollte bei Total-Etch Adhäsiven auf eine Kavitätendesinfektion eventuell generell verzichtet werden. Weitere Untersuchungen zu diesem Sachverhalt wären sinnvoll.

Die Entwicklung von antibakteriell wirkenden Dentinadhäsiven stellt auf diesem Gebiet einen neuen Ansatz dar. Wenn eine separate Vorbehandlung des Dentins entfällt und die Haftung dieser Adhäsive sehr gut ist, könnten diese in Zukunft eine große Bedeutung haben und so vieles erleichtern. Eine vergleichende Untersuchung wäre dann unbedingt erforderlich.

Eine neue Richtung in der Wissenschaft zeigt die Entwicklung von selbstadhäsiven Komposits, wobei die Verdrängung der Adhäsive in diesem Zusammenhang denkbar wäre.

Die Adhäsivtechnologie wird somit weiterhin spannend bleiben. Neue Ansätze und Entwicklungen diesbezüglich sollten genau beobachtet werden.

8. Tabellenanhang

8.1 Druck-Scherfestigkeit

8.1.1 Total-Etch Multibottle Systeme

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	15,3	13,5	9,1	9,8
s	3,6	3,9	1,6	2,9

Tab. 1: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von Optibond® FL

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	10,1	9,5	8,9	8,3
s	4,9	3,6	3,1	1,8

Tab. 2: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von Syntac®

8.1.2 Self-Etch Multibottle Systeme

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	12	9,9	4,2	7,2
s	2,4	3,2	2	0,9

Tab. 3: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von AdheSE®

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	14,8	13,8	5,1	15,7
s	3,9	2,9	1,5	6

Tab. 4: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von Clearfil™ SE Bond

8.1.3 Total-Etch Onebottle Systeme

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	22,2	6,4	4,6	4,5
s	3,5	1,7	1,7	1,6

Tab. 5: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von Adper™ Scotchbond™ 1 XT

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	3,3	5,1	3,2	3,4
s	0,9	3	1,5	0,8

Tab. 6: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von Excite®

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	11,5	6	8,4	8,3
s	2,2	1,4	2	1,8

Tab. 7: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von Prime&Bond® NT

8.1.4 Self-Etch Onebottle Systeme

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	6,7	6,5	2,3	6,1
s	1,9	1,5	1,2	2,4

Tab. 8: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von AdheSE® One

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	11,7	2,3	4,6	6,3
s	3,7	0,5	1,4	1,6

Tab. 9: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von Adper™ Prompt™ L-Pop™

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	14,5	12,6	3,9	7,5
s	2,2	2,3	1,1	2,1

Tab. 10: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von iBond®

	Ausgangswert	Ethanol	Wasserstoffperoxid	Chlorhexidin
x	14,8	8,6	4,3	8,9
s	4,7	3,8	1,4	2,6

Tab. 11: Mittelwerte in MPa (x) und Standardabweichungen (s) von Xeno®

Der Ausgangswert stellt die Druck-Scherfestigkeit des jeweiligen Adhäsivs ohne Vorbehandlung des Dentins dar.

8.2 Statistiktabellen

8.2.1 Total-Etch Multibottle Systeme

	Ethanol	H ₂ O ₂	CHX
Optibond® FL Ausgangswert		x	
Syntac® Ausgangswert			

Tab. 12: Total-Etch Multibottle Systeme, x = statistisch signifikante Unterschiede

8.2.2 Self-Etch Multibottle Systeme

	Ethanol	H ₂ O ₂	CHX
AdheSE® Ausgangswert		x	
Clearfil™ SE Bond Ausgangswert		x	

Tab. 13: Self-Etch Multibottle Systeme, x = statistisch signifikante Unterschiede

8.2.3 Total-Etch Onebottle Systeme

	Ethanol	H ₂ O ₂	CHX
Adper™ Scotchbond™ 1 XT Ausgangswert	x	x	x
Excite® Ausgangswert			
Prime&Bond® NT Ausgangswert	x		

Tab. 14: Total-Etch Onebottle Systeme, x = statistisch signifikante Unterschiede

8.2.4 Self-Etch Onebottle Systeme

	Ethanol	H ₂ O ₂	CHX
AdheSE® One Ausgangswert		x	
Adper™ Prompt™ L-Pop™ Ausgangswert	x	x	x
iBond® SE Ausgangswert		x	x
Xeno® V Ausgangswert	x	x	

Tab. 15: Self-Etch Onebottle Systeme, x = statistisch signifikante Unterschiede

Der Ausgangswert stellt die Druck-Scherfestigkeit des jeweiligen Adhäsivs ohne Vorbehandlung des Dentins dar.

8.3 Abkürzungsverzeichnis

Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
BPDM	Biphenyl-dimethacrylat
CHX	Chlorhexidin
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
H ₂ O ₂	Wasserstoffperoxid
HPMA	Hydroxypropylmethacrylat
LED	light emitting diode
MDPB	Methacryloyloxydidecylpyridiniumbromid
4-META	4-Methacryloxyethyl-trimellitat-anhydrid
MMA	Methylmethacrylat
MPa	Megapascal
NPG-GMA	N-Phenyl-Glycine-Glycidyl-Methacrylat
PEGDMA	Polyethylenglycoldimethacrylat
PENTA	Dipentaerytritol-pentamethacryloyloxy-phosphat
PMMA	Polymethylmethacrylat
TEGDMA	Triethylenglycol-dimethacrylat
UDMA	Urethan-dimethacrylat

9. Literaturverzeichnis

1. Aasen, S.M.: History of Dentinal Bonding. *Esthet Dent Update* 1, 43-46 (1990)
2. Aktories, K.; Förstermann, U.; Hofmann, F.; Starke, K.: *Allgemeine und Spezielle Pharmakologie*. 9. Aufl. Urban&Fischer (2005)
3. Al-Ehaideb, A.; Mohammed, H.: Shear bond strength of "one bottle" dentin adhesives. *J Prosth Dent* 84, 408-412 (2000)
4. Blunck, U.: Dentinhaftmittel und Kompomere. *Quintessenz* 47, 19-35 (1996)
5. Blunck, U.: Adhäsivsysteme – Übersicht und Hinweise zur Anwendung. *tzb* 03, 19-28 (2004)
6. Blunck, U.: Marktübersicht Adhäsivsysteme. *Zahn Prax* 8, 14-37 (2005)
7. Blunck, U.; Haller, B.: Klassifikation von Bondingsystemen. *Quintessenz* 50, 1021-1033 (1999)
8. Blunck, U.; Roulet, J.-F.: Einfluß der Wasserlagerung auf die Wirksamkeit von Dentinadhäsiven. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 806-808 (1997)
9. Brenner, C.: Die Adhäsivtechnik – effizient und einfach. *ZMK* 20, 304-312 (2004)
10. Breschi, L.; Cammelli, F.; Visintini, E.; Mazzoni, A.; Vita, F.; Carrilho, M.; Cadenaro, M.; Foulger, S.; Mazzoti, G.; Tay, F.; Di Lenarda, R.; Pashley, D.: Influence of Chlorhexidine Concentration on the Durability of Etch-and-Rinse Dentin Bonds: A 12-month in Vitro Study. *J Adhes Dent* 11, 191-198 (2009)
11. Burrow, M.F.; Takakura, H.; Nakajima, M.; Inai, N.; Tagami, J.; Takatsu, T.: The influence of age and depth of dentin on bonding. *Dent Mater* 10, 241-246 (1994)
12. Carrilho, M.; Carvalho, R.M.; de Goes, M.F.; di Hipólito, V.; Geraldeli, S.; Tay, F.; Pashley, D.H.; Tjäderhane, L.: Chlorhexidin Preserves Dentin Bond in vitro. *J Dent Res* 86, 90-94 (2007)
13. Çelik, Ç.; Özel, Y.; Bağis, B.; Erkut, S.: Effect of Laser Irridiation and Cavity Disinfectant Application on the Microtensile Bond Strength of Different Adhesive Systems. *Photomedicine and Laser Surg* 28, 267-272 (2009)
14. Chappell, R.P.; Eick, J.D.: Shear bond strength and scanning electron microscopic observation of six current dentinal adhesives. *Quintessence Int* 25, 359-368 (1994)
15. Charlton, D.G.: Dentin bonding: Past and Present. *General Dent*, 498-507 (1996)

16. Crispin, B.J.: Moderne Ästhetische Zahnheilkunde. Quintessence bibliothek (1998)
17. Cunningham, M.P.; Meiers, J.C.: The effect of dentin disinfectants on the shear bond strength of resin-modified glass-ionomer materials
18. Dale, B.G.; Aschheim, K.W.: Esthetic Dentistry. Lea&Febiger Verlag (1993)
19. Dammaschke, T.; Schäfer, E.: Selbstkonditionierende Dentinadhäsive ohne Abspülen: Eine neue Generation von Dentinhaftvermittlern. Teil 1. ZWR 109, 30-34 (2000)
20. de Castro, F.L.A.; de Andrade, M.F.; Duarte, S.L.L.; Vaz, L.G.; Ahid, F.J.M.: Effect of 2% Chlorhexidine on Microtensile Bond Strength of Composite to Dentin. J Adhes Dent 5, 129-138 (2003)
21. Dentsply, 2009, Dentsply News
22. Dietschi, D.; Spreafico, R.: Adhäsive metallfreie Restaurationen. Quintessenz-Verlag (1997)
23. El-Housseiny, A.A.; Jamjoum, H.: The effect of caries detector dyes and an cavity cleansing agent on composite resin bonding to enamel and dentin. J Clin Pediat Dent 25, 57-63 (2000)
24. Emilson, C.G.; Bergenholtz, G.: Antibacterial activity of dentinal bonding agents. Quintessence Int 24, 511-515 (1993)
25. Ercan, E.; Erdemir, A.; Zorba, Y.O.; Eldeniz, A.U.; Dalli, M.; İnce, B.; Kalaycioglu, B.: Effect of Different Cavity Disinfectants on Shear Bond Strength of Composite Resin to Dentin. J Adhes Dent 11, 343-346 (2009)
26. Ernst, C.-P.: Was Sie schon immer über Dentinadhäsive wissen wollten. ZMK 17, 254-269 (2001)
27. Ernst, C.-P.; Post, M.; Willershausen, B.: Der Einfluß der Kavitätendesinfektion auf den Haftverbund von Dentinadhäsiven. Dtsch Zahnärztl Z 54, 124-126 (1999)
28. Frankenberger, R.: Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. In: Hickel, R.; Kunzelmann, K.-H.; Lambrechts, P.; Frankenberger, R. (Hrsg.): Die Adhäsivtechnologie – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Dent Net Masters 3M ESPE Expert Education, Seefeld, 12-28 (2001)
29. Frankenberger, R.: Einfluss der Adhäsivtechnik auf die klinische Langlebigkeit vollkeramischer Restaurationen. Dent Magazin 2, 42-49 (2006)
30. Frankenberger, R.: Adhäsivtechnik 2009 – Neuigkeiten, Tipps und Trends. Quintessenz 60, 415-423 (2009)

31. Frankenberger, R.; Krämer, N.; Sindel, J.: Haftfestigkeit und Zuverlässigkeit der Verbindung Dentin-Komposit und Dentin-Kompomer. Dtsch Zahnärztl Z 51, 556-560 (1996)
32. Frankenberger, R.; Onczul, C.; Taschner, M.: Adhäsive Zahnmedizin: Ist eine Optimierung im Arbeitsablauf möglich? ZWR 116, 414-420 (2007)
33. Frankenberger, R.; Sindel, J.; Krämer, N.; Petschelt, A.: Die Verbindung von Adhäsivsystemen verschiedener Generationen mit Schmelz und Dentin der ersten und zweiten Dentition. Dtsch Zahnärztl Z 52, 795-799 (1997)
34. Frankenberger, R.; Strobel, W.O.; Taschner, M.; Krämer, N.; Petschelt, A.: Total Etch vs. Self-Etch – Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. ZWR 113, 188-196 (2004)
35. Friedl, K.-H.: Adhäsivsysteme – Aktueller Überblick. DZ, 36-37 (2010)
36. Friedl, K.-H.; Powers, J.M.; Hiller, K.-A.; Schmalz, G.: Der Komposit-Dentinhaftverbund nach Anwendung von Dentinadhäsiv-Systemen. Dtsch Zahnärztl Z 50, 577-581 (1995)
37. Gängler, P.: Klinik der konservierenden Stomatologie. 1. Aufl. Verlag Volk und Gesundheit (1987)
38. Gängler, P.: Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie. 2. Aufl. Thieme (2005)
39. Garcia-Godoy, F.: Scherhaftungstests an Schmelz und Dentin. ZWP, 138-139 (2000)
40. Gomolka, M.: Experimentelle Untersuchungen von Stumpfaufbau-Werkstoffen und Adhäsiv-Systemen zu Zahnhartsubstanzen und metallischen Werkstoffen. Zahnmed Diss Jena (2003)
41. Gürkan, S.; Bolay, Ş.; Kiremitçi, A.: Effect of disinfectant application methods on the bond strengt hof composite to dentin. J Oral Rehab 26, 836-840 (1999)
42. Guzman, S.; Vargas, M.A.; Gordan, V.: Effect of Remoistening Agents on Shear Bond Strength to Dentin. J Dent Res 76 (IADR Abstracts), 418 (1997)
43. Gwinnett, A.J.: Effect of Cavity Disinfection on Bond Strength to Dentin. J Esthet Dent 4, 11-13 (1992)
44. Gwinnett, A.J.: Moist versus dry dentin: Its effect on shear bond strength. Am J Dent 5, 127-129 (1992)
45. Gwinnett, A.J.: Dentin bond strength after air drying and rewetting. Am J Dent 7, 144-148 (1994)

46. Hagge, M.S.; Lindemuth, J.S.: Shear bond strength of an autopolymerizing core buildup composite bonded to dentin with 9 dentin adhesive systems. J Prosth Dent 86, 620-623 (2001)
47. Haller, B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. Dtsch Zahnärztl Z 49, 750-759 (1994)
48. Haller, B.: Einkomponenten-Adhäsive – Aktueller Entwicklungsstand. Dtsch Zahnärztekalendar, Hanser Verlag, 169-188 (1997)
49. Haller, B.; Blunck, U.: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. ZM 93, 48-58 (2003)
50. Haller, B.; Klaiber, B.; Dürner, U.; Hofmann, N.: Dentinpermeabilität nach Behandlung mit Cleanern und Primern. Dtsch Zahnärztl Z 47, 171-174 (1992)
51. Hashimoto, M.; Fujita, S.; Kaga, M.; Yawaka, Y.: Effect of Water on Bonding of One-bottle Self-etching Adhesives. Dent Mater J 27, 172-178 (2008)
52. Hashimoto, M.; Ohno, H.; Kaga, M.; Sano, H.; Endo, K.; Oguchi, H.: Fractured surface characterization: wet versus dry bonding. Dent Mater 18, 95-102 (2002)
53. Haß, O.: Adhäsivsysteme im Überblick – Eine Generationsfrage? DZ, 46-48 (2010)
54. Hatrick, C.D.; Eakle, W.S.; Bird, W.F.: Dental Materials. Sanders Verlag (2003)
55. Heidemann, D.: Amalgamfreie Füllungstherapie. Urban&Fischer (2001)
56. Hellwig, E.; Klimek, J.; Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung. 4. Aufl. Urban&Fischer (2007)
57. Heraeus, 2005, iBond Compendium
58. Heraeus, 2008, iBond Produktinformation
59. Hickel, R.: Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 52, 572-585 (1997)
60. Ivoclar Vivadent, 2007, Adhäsivsysteme
61. Janda, R.: Welche Faktoren beeinflussen die Dentinhaftung? Phillip J 13, 192-196 (1996)
62. Johnsson, G.; Brännström, M.: Reinigung und Isolierung präparierter Flächen. Quinintessenz, 139-145 (1976)
63. Jordan, R.E.: Esthetic Composite Bonding. 2. Aufl. Mosby Year Book (1993)

64. Kappert, H.F.; Eichner, K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 6. Aufl., Thieme (2008)
65. Ketterl, W.: Zahnerhaltung I – PdZ 2. 3 Aufl. Urban&Schwarzenberg (1992)
66. Koch, J.H.: Prompt-L-Pop mit neuen Merkmalen. www.dpi-dental.com, 32-34 (2001)
67. Koibuchi, H.; Yasuda, N.; Nakabayashi, N.: Bonding to dentin with self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 17, 122-126 (2001)
68. Krejci, I.: Clearfil Protect Bond – Innovatives Adhäsiv mit antimikrobiellen Eigenschaften. *ZWR* 115, 227 (2006)
69. Kullmann, W.: Atlas der Zahnerhaltung mit Glas-Ionomer-Zementen und Komposit-Kunststoffen. Hanser Verlag (1990)
70. Kunzelmann, K.-H.; Hickel, R.: Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. In: Hickel, R.; Kunzelmann, K.-H.; Lambrechts, P.; Frankenberger, R. (Hrsg.): Die Adhäsivtechnologie – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Dent Net Masters 3M ESPE Expert Education, Seefeld, 12-28 (2001)
71. Kuraray Europe GmbH. *ZWR* 114, 480 (2005)
72. Lopes, G.C.; Cardoso, P.C.; Vieira, L.C.C.; Baratieri, L.N.; Rampinelli, K.; Costa, G.: Shear Bond Strength of Acetone-Based One-Bottle Adhesive Systems. *Braz Dent J* 17, 39-43 (2006)
73. Lüllmann, H.; Mohr, K.; Hein, L.: Pharmakologie und Toxikologie. 16. Aufl. Thieme (2006)
74. Magni, E.; Ferrari, M.; Hickel, R.; Huth, K.C.; Ilie, N.: Effect of ozone gas application on the mechanical properties of dental adhesives bonded to dentin. *Dent Mater* 24, 1428-1434 (2008)
75. Manhart, J.; Chen, H.Y.; Kunzelmann, K.-H.; Hickel, R.: Haftkraft und Randverhalten moderner Einflaschen-Haftvermittlersysteme und Komposite zum Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 128-133 (2000)
76. Meiers, J.C.; Kresin, J.C.: Cavity Disinfectants and Dentin Bonding. *Oper Dent* 21, 153-159 (1996)
77. Meiers, J.C.; Miller, G.A.: Antibacterial Activity of Dentin Bonding Systems, Resin-modified Glass Ionomers, and Polyacid-modified Composite Resins. *Oper Dent* 21, 257-264 (1996)
78. Meiers, J.C.; Shook, L.W.: Effect of disinfectants on the bond strength of composite to dentin. *Am J Dent* 9, 11-14 (1996)

79. Moszner, N.; Salz, U.; Zimmermann, J.: Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dent Mater* 21, 895-910 (2005)
80. Müller, A.: Experimentell-vergleichende Untersuchungen von Dentin-Haftvermittler-Systemen. *Zahnmed Diss Jena* (2008)
81. Nakabayashi, N; Saimi, Y.: Bonding to Intact Dentin. *J Dent Res* 75, 1706-1715 (1996)
82. O'Brien, W.J.: *Dental Materials and their Selection*. 2. Aufl. Quintessence bibliothek (1997)
83. Pappas, M.; Burns, D.R.; Moon, P.C.; Coffey, J.P.: Influence of a 3-step tooth disinfection procedure on dentin bond strength. *J Prosth Dent* 93, 545-550 (2005)
84. Perdigão, J.; Denehy, G.E.; Swift, E.J.: Effects of chlorhexidine on dentin surfaces and shear bond strengths. *Am J Dent* 7, 81-84 (1994)
85. Prati, C.; Fava, F.; Di Gioia, D.; Selighini, M.; Pashley, D.H.: Antibacterial effectiveness of dentin bonding systems. *Dent Mater* 9, 338-343 (1993)
86. Reinhardt, K.-J.: All-in-One – Wirksame Adhäsivtechnik in nur einer Flasche? *dental-praxis* 22, 151-159 (2005)
87. Riethe, P.: *Kariesprophylaxe und Konservierende Therapie*. 2. Aufl. Thieme (1994)
88. Roulet, J.-F.: Adhesion – The Solution to all Problems? *J Adhes Dent* 5, 87 (2003)
89. Ruyter, I.E.: Die chemischen Grundlagen dentaler Adhäsivsysteme. *Phillip J* 12, 481-488 (1995)
90. Say, E.C.; Koray, F.; Tarim, B.; Soyman, M.; Gülmez, T.: In vitro effect of cavity disinfectants on the shear bond strength of dentin bonding systems. *Dent Mater* 35, 56-60 (2004)
91. Schäfer, E.: Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftungsmechanismen der Dentinadhäsive. Teil 1. *ZWR* 108, 218-225 (1999)
92. Schäfer, E.: Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftungsmechanismen der Dentinadhäsive. Teil 2. *ZWR* 108, 306-311 (1999)
93. Schäfer, E.: Geschichtliche Entwicklung, Klassifizierung und Haftungsmechanismen der Dentinadhäsive. Teil 3. *ZWR* 108, 390-396 (1999)
94. Schreiner, R.F.; Chappell, R.P.; Glaros, A.G., Eick, J.D.: Microtensile testing of ten adhesives. *Dent Mater* 14, 194-201 (1998)
95. Schroeder, H.E.: *Orale Strukturbiologie*. Thieme (1976)

96. Shinkai, K.; Suzuki, S.; Katoh, Y.: Effect of light intensity for adhesives on shear bond strength to dentin. *Dent Mater J* 27, 660-665 (2008)
97. Soltész, U.; Schäfer, R.: Ermüdungsuntersuchungen zur Dentinhaftung nach unterschiedlicher Präparation der Klebung. *Dtsch Zahnärztl Z* 56, 716-719 (2001)
98. Tanumiharja, M.; Burrow, M.F.; Tyas, M.J.: Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. *Dent Mater* 16, 180-187 (2000)
99. Tay, F.: Dentinadhäsive – Status quo und Zukunft. *ZMK* 19, 432-435 (2003)
100. Touati, B.; Miara, P.; Nathanson, D.: Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restaurationen. Urban&Fischer (2001)
101. Triolo, P.T.; Swift, E.J.: Shear bond strengths of ten dentin adhesive systems. *Dent Mater* 8, 370-374 (1992)
102. Van Dijk, M.: Das erste antimikrobiell wirksame Adhäsiv. *ZWP*, 118-119 (2005)
103. Van Meerbeek, B.; Yoshida, Y.; Lambrechts, P.; Vanherle, G.; Duke, E.S.; Eick, J.D.; Robinson, S.J.: A TEM Study of Two Water-based Adhesive Systems Bonded to Dry and Wet Dentin. *J Dent Res* 77, 50-59 (1998)
104. Watanabe, L.G.; Marshall, G.W.; Marshall, S.J.: Dentin shear strength: Effects of tubule orientation and intratooth location. *Dent Mater* 12, 109-115 (1996)
105. Watts, D.; Silikas, N.: Dentin-Bonding: Wege und Systeme. *DZ*, 42-43 (2010)

10 Anhang

Danksagung

Frau OÄ PD Dr. med. dent. habil. M. Schmidt, Leiterin der prothetischen Propädeutik der Klinik und Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Universitätsklinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena, möchte ich für die Überlassung des Themas, die gewährte fachliche Unterstützung und das stete Interesse am Fortgang der Arbeit danken.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. rer. nat. A. Rzanny, wissenschaftliche Mitarbeiterin des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Klinik und Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Universitätsklinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena, für die fachlich kompetente Beratung, Anleitung und Unterstützung in allen methodischen und werkstoffkundlichen Fragen.

Desweiteren danke ich Herrn Dr. rer. nat. R. Göbel und Herrn M. Facht, wissenschaftliche Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Klinik und Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Universitätsklinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena, für die fachliche Hilfestellung bei der Durchführung der Experimente und die unermüdliche Beratung und Betreuung.

Weiterhin möchte ich Herrn Dipl.-Ing. (FH) G. Raser, wissenschaftlicher Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie der Klinik und Poliklinik für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Universitätsklinikum der Friedrich-Schiller-Universität, recht herzlich für sein Engagement bei den rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen sowie den Mitarbeiterinnen der Thüringer Universitäts- und Landesbibliothek für die Hilfe bei der Literaturrecherche danken.

Ebenso danke ich den Doktoranden aus dem Bereich Werkstoffkunde und Technologie für ihre freundliche und hilfsbereite Unterstützung und meiner Familie für ihren verständnisvollen Beistand.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Liebaug
Vorname: Alexander
Geburtstag: 25.12.1984
Geburtstort: Schmalkalden

Schulbildung

1991-1992 staatliche Grundschule in Erfurt
1992-1995 staatliche Grundschule in Steinbach-Hallenberg
1995-2003 Philipp-Melanchthon Gymnasium Schmalkalden
06/2003 allgemeine Hochschulreife

weiterer Werdegang

09/2003-06/2004 Grundwehrdienst als Sanitäter
07/2004-12/2004 Praktikum in Zahnarztpraxis Dr. F. Liebaug
01/2005-04/2005 Ausbildung zum Rettungssanitäter
05/2005-09/2005 Tätigkeit als Rettungssanitäter

Hochschulbildung

10/2005-12/2010 Studium Zahnmedizin an der Friedrich-Schiller-Universität Jena
01/2011 Staatsexamen
02/2011-03/2011 Promovend

Zahnarztstätigkeit

Seit 04/2011 Assistenz Zahnarzt in der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie des Universitätsklinikums der FSU Jena

Steinbach-Hallenberg, den 06.09.2011

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönliche Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Frau OÄ PD Dr. med. dent. habil. M. Schmidt sowie die in der Danksagung genannten Personen,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und das Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die in Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Steinbach-Hallenberg, den 06.09.2011

Alexander Liebaug